

1. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Fyzioterapie



Kateřina Véllová

Objektivní hodnocení efektu terapie: Akcelerometrie

Využití akcelerometrie k objektivnímu hodnocení efektu terapie poruch hybnosti horní končetiny

The objective assessment of the effect of the therapy: Accelerometry

*The usage of the accelerometry towards objective the assessment of the therapy's effect
of the upper limb's movement's disorder's*

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Markéta Janatová

Odborná konzultace: MUDr. Petra Sládková

Praha, duben 2013

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala své vedoucí práce paní doktorce Markétě Janatové za její cenné rady a odborné vedení při zpracování této bakalářské práce. Dále bych chtěla poděkovat paní doktorce Petře Sládkové za podání pomocné ruky, kdykoliv bylo potřeba a za její trpělivost a vstřícnost. Také magistře Pavle Oborné za proškolení v Jebson-Taylor test a za poskytnutí výsledků z akcelerometrů a prostorů pro vyšetření. V neposlední řadě patří mé díky rodinným příslušníkům, a to mému dědovi panu docentovi Františku Vélemu za slohové úpravy, dále mým sestrám magistře Lucii Vélové a Anně Vélové za současný vzhled a korektury a mé mamince Marii Vélové zato, že nosila akcelerometry a zúčastnila se tak mého výzkumu.

P r o h l á š e n í

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracovala samostatně a že jsem řádně uvedla a citovala všechny použité prameny a literaturu. Současně prohlašuji, že práce nebyla využita k získání jiného nebo stejného titulu.

Souhlasím s trvalým uložením elektronické verze mé práce v databázi systému meziuniverzitního projektu Theses.cz za účelem soustavné kontroly podobnosti kvalifikačních prací.

Kateřina Vélová

V Praze dne:

Podpis:

Identifikační záznam

VÉLOVÁ, Kateřina. *Objektivní hodnocení efektu terapie: Akcelerometrie. Využití akcelerometrie k objektivnímu hodnocení efektu terapie poruch hybnosti horní končetiny. [The objective assessment of the effect of the therapy: Accelerometry. The usage of the akcelerometry towards objective the assessment of the therapy's effect of the upper limb's movement's disorder's].* Praha 2013, 65 stran, 32 příloh. Bakalářská práce (Bc.) Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí práce MUDr. Janatová, Markéta.

ABSTRAKT BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Jméno a příjmení autora: Kateřina Vélková

Vedoucí práce: MUDr. Markéta Janatová

Konzultant práce: MUDr. Bc. Petra Sládková Ph.D.

Oponent práce:

Název bakalářské práce: Objektivní hodnocení efektu terapie: Akcelerometrie

Využití akcelerometrie k objektivnímu hodnocení efektu terapie poruch hybnosti horní končetiny

Klíčová slova: akcelerometrie, přínos akcelerometrů, dominantnost končetin, FIM test, Jebson – Taylor test

Abstrakt:

Práce se skládá z teoretické a z praktické části. V teoretické části jsou akcelerometrie a typy akcelerometrů popsány obecně. Hodnotí se účinnost jejich měření u nás i v zahraničí a vhodnost jejich použití u různých pacientů, v neposlední řadě také design a ovladatelnost. Teoretická část se dále zabývá přínosem akcelerometrů, které jsou zabudované v mobilních zařízeních (např. *iPhone*). Popsány jsou i další standardizované testy, které byly použity v praktické části. Konkrétně se jedná o testy FIM a Jebson-Taylor, jejichž výsledky poskytly data k lepšímu zhodnocení pokroku pacientů. Cílem praktické části je objektivní hodnocení efektu terapie. Praktická část se zaměřuje především na porovnání dominantnosti horních končetin u vybraných pacientů. Dále porovnává výsledky z měření akcelerometrů, Jebson-Taylor a FIM testu.

BACHELOR THESIS ABSTRACT

Name and surname: Kateřina Véllová

Supervisor: MUDr. Markéta Janatová

Consultant: MUDr. Petra Sládková Ph.D.

Opponent:

The title of the work: The objective assessment of the effect of the therapy:
Accelerometry

The usage of the accelerometry towards objective the assessment of the therapy's effect
of the upper limb's movement's disorder's

Keywords: accelerometry, benefits accelerometers, limb dominance, FIM test, Jebson -
Taylor test

Abstract:

The work consists of theoretical and practical parts. The accelerometry and types of accelerometers are described in general in the theoretical part. An effectiveness of their measurement, both at home and abroad and the appropriateness of its usage for different patients are evaluated and design and control as well. Theoretical part also deals with the contribution of accelerometers, which are built in mobile devices (e.g. iPhone). There are described other standardized tests, which were used in the practical part. There were used FIM and Jebson-Taylor tests, whose results provide data for a better assessment of patient progress. The goal of the practical part is an objective evaluation of the effect of therapy. An experimental part primarily focuses on the comparison of upper limb dominance of selected patients. Furthermore, there is a comparison of the results of measurements of accelerometers Jebson-Taylor and FIM test.

Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta

Kateřinská 32, Praha 2

Prohlášení zájemce o nahlédnutí

do závěrečné práce absolventa studijního programu

uskutečňovaného na 1. lékařské fakultě Univerzity Karlovy v Praze

Jsem si vědoma, že závěrečná práce je autorským dílem a že informace získané nahlédnutím do zveřejněné závěrečné práce nemohou být použity k výdělečným účelům, ani nemohou být vydávány za studijní, vědeckou nebo jinou tvůrčí činnost jiné osoby než autora. Byla jsem seznámena se skutečností, že si mohu pořizovat výpisy, opisy nebo kopie závěrečné práce, jsem však povinna s nimi nakládat jako s autorským dílem a zachovávat pravidla uvedená v předchozím odstavci.

[illegible]

Obsah

I.	Úvod	1
II.	Teoretická část.....	2
II.1	Cévní mozková příhoda	2
II.1.1	Centrální paréza	2
II.2	Horní končetiny	4
II.3	Testování v neurorehabilitaci	8
II.3.1	FIM test	8
II.3.2	Jebson-Taylor test	8
II.4	Akcelerometrie.....	9
II.4.1	Akcelerometry a gyroskopy	10
II.5	Využití akcelerometrů v rehabilitaci	15
II.5.1	Monitoring aktivity horních končetin při běžném denním životě	15
II.5.2	Ambulantní monitorování horní končetiny pomocí akcelerometrů u osob po mozkovém iktu	16
II.5.3	Monitorování posturální stability pomocí akcelerometru	17
II.5.4	Monitoring pohybů během spánku pomocí elektrokardiogramu a akcelerometrů	19
II.5.5	Akcelerometry v rehabilitaci seniorů	19
II.5.6	Nový vzhled akcelerometrů a gyroskopů	20
II.5.7	Pohybová cvičení – iDTV aplikace.....	20

II.6	Využití moderních technologií – akcelerometry zabudované v chytrém telefonu	22
III.	Praktická část	25
III.1	Hypotézy a cíle bakalářské práce	25
III.1.1	Cíle	25
III.1.2	Hypotézy	25
III.2	Metodologie práce	25
III.3	Monitoring s WMS senzory	27
III.4	Metodika cviků	28
III.5	Metodika FIM testu	31
III.6	Metodika Jebson-Taylor testu	31
III.7	Výsledky	37
III.7.1	Výsledky získané pomocí senzorů WMS	37
III.7.2	Výsledky získané pomocí Jebson-Taylor testu	44
III.7.3	Výsledky FIM testu	47
III.7.4	Porovnání vyšetření před a po terapii	50
IV.	Diskuze	52
V.	Závěr	56
VI.	Seznam literatury	57
VII.	Seznam obrázků	62
VIII.	Seznam subtestů	63

IX.	Seznam tabulek.....	64
X.	Seznam grafů	65
XI.	Přílohy:.....	Chyba! Zázložka není definována.

I. Úvod

Bakalářská práce je zaměřena na objektivní hodnocení efektu terapie pomocí metody akcelerometrie u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP). U pacientů je důležité klást důraz na nácvik aktivní hybnosti. Pacient by měl cvičit zdravou rukou i zasaženou rukou aktivně. Efekt tohoto cvičení se však dá velmi těžce kvalitativně hodnotit a terapeut se musí spolehnout především na spolupráci pacienta. Jednou z možností motivace pacienta s nenásilnou kontrolou cviku je využití akcelerometrů. *„Akcelerometry pracují na principu určení odchylek způsobených pohybem akcelerometru při zrychlení segmentu. Tyto změny jsou převáděny a měřeny (např. piezoelektricky) pomocí elektrického výstupního signálu. Podle počtu akcelerometrů je možné měřit zrychlení v jedné ose, v rovině nebo v prostoru. Třídimenzionální zrychlení lze určit pomocí tří akcelerometrů umístěných tak, že jejich osy jsou na sebe kolmé“* (Janura, 2003). Akcelerometry jsou po technickém boomu dnes dostupné prakticky ve všech mobilních telefonech, konkrétně v *iPhonech* či *iPodech*.

II. Teoretická část

II.1 Cévní mozková příhoda

Ischémie je porucha cirkulace, může být buď difúzní anebo lokalizovaná. Jako pravou ischémii označujeme stav, kdy dojde k poklesu perfuze o více než 50% tj. pod 25 ml/100g/min. Infarkt mozku neboli malacie je ireverzibilní stav, při němž již dochází k zániku neuronů.

Akutní cévní mozková příhoda je náhle vzniklá porucha nejčastěji způsobená ischémií (80 %) nebo hemoragií (20%). Při postižení povodí karotického, které zajišťuje přední cirkulaci, je typická hemisferální léze (hemiparéza, hemiplegie, hemihypestezie, afázie, paréza pohledu s konjugovanou deviací, epileptické paroxysmy, porucha vědomí). Když dojde k postižení *arteria cerebri*, je typickým obrazem hemiparéza s horším postižením horních končetin, u *arterie cerebri anterior* dochází k většímu zasažení dolních končetin, provázené psychickými poruchami. Při lézi *arteria cerebri posterior* je typická porucha zraku (homonymní hemianopsie). Při postižení vertebrobasilárního povodí, které zajišťuje zadní cirkulaci, je typická kmenová a mozečková symptomatika. Mezi příznaky patří závratě, zvracení, porucha rovnováhy, nystagmus, ataxie, diplopie, dysartrie, parestézie v obličeji a na končetinách, poruchy vědomí). Senzitivní i motorické léze se projevují jednostranně i oboustranně. U ložiskového infarktu vznikají alternující kmenové syndromy (Ambler, 2011).

II.1.1 Centrální paréza

Centrální paréza vzniká na základě poškození kortikospinálních drah. Jedná se především o dráhy *kortikospinalis lateralis* a *anterior*. Jejich poškození se též nazývá syndrom centrálního motoneuronu. Jestliže k porušení drah dojde nad jejich zkřížením v prodloužené míše, projeví se postižení na opačné straně těla, poškodí-li se dráhy pod jejich zkřížením, projeví se to jako stejnostranná porucha. U centrálních lézí se jedná o postižení více svalových skupin, nikdy se nejedná o postižení pouze jednoho svalu. U horní končetiny se projevuje především postižení extensory prstů, extensorů lokte a abduktorů v rameni. Dolní končetiny to jsou flexory kyčle, kolene a dorzální flexory nohy. Toto kritérium však slouží pouze jako orientační.

Šlachookosticové reflexy jsou u centrálních lézí zvýšené, jedním z důvodů je zachování funkčního základního spinálního motorického okruhu. Mezi šlachookosticové reflexy horních končetin patří reflex bicipitální – poklepem na šlachy bicepsu v loketní jamce dojde k flexi předloktí. Brachioradiální reflex – poklepem na distální hranu radia dojde k flexi lokte s pronací. Tricipitální reflex – poklepem na šlachy tricepsu dojde k extenzi předloktí. Flexory prstů – poklepem na šlachy flexorů v zápěstí dojde k flexi prstů (Ambler, 2011).

Zvýšené reflexy jsou též znakem spasticity. U centrální léze dochází také k ovlivnění svalového tonu. U větších lézí vzniká nerovnováha mezi pyramidovými a extrapyramidovými dráhami. To znamená, že odpadají inhibiční extrapyramidové vlivy a dojde ke zvýšené tonické aktivaci gama-motoneuronů, svalový tonus se zvyšuje a vzniká spasticita. Spasticitu, což je hypertonus, zjišťujeme podle odporu, který klade sval pasivnímu pohybu. Jedná se o tzv. narůstající pérový odpor, tj. čím více se snažíme sval pasivně protahovat, tím klade větší odpor (Ambler, 2011). Mezi hlavní projevy spasticity dle Koláře et al.(2009), patří: zmenšení svalové síly, dochází k poruše cílené a koordinované motoriky, zároveň k zvýšené výbavnosti reflexů, k nefyziologickému postavení končetin, sdruženým pohybům a v poslední řadě ke vzniku klonu.

Mezi další typické znaky centrálních lézí patří pozitivní odpověď na vyvolání patologických reflexů (také se nazývají iritační nebo spastické) jako je například Hoffman a Juster u horních končetin. Příznak Hoffmanův – vyšetřující přebírnkne pacientovi přes třetí prst a z dorsální strany dojde u pacienta k flexi prstů lehké opozici palce. Příznak Juster – vyšetřující podráždí pacientovi kůži *hypothenaru* od zápěstí po prsty ostrým předmětem (klíče, špendlík) dojde k lehké opozici palce. Dále se na horních končetinách vyšetřují zánikové jevy, které odhalí jemnější detekci motorického deficitu. Jedná se o Mingazziniho jev – obě horní končetiny jsou drženy se zavřenými očima v předpažení dlaněmi dolů. Vyšetřující sleduje pokles či případnou nestabilitu (testuje se minimálně 30 s). Pokud klesne celá končetina, jedná se o příznak Mingazziniho, pokud klesne pouze ruka, jedná se o Hanzalův příznak, při uchylování jedné nebo obou končetin do strany, je pozitivní Hautánův příznak. Dufourův jev – obě končetiny jsou předpaženy ale dlaněmi vzhůru. Na zasažené straně jde horní končetina do pronace a často dochází i k poklesu (Ambler, 2011).

Parézy rozdělujeme na monoparézy, hemiparézy, paraparézy a kvadraparézy (Ambler, 2011).

II.2 Horní končetiny

Horní končetiny slouží především k sebeobsluze, uchopení, manipulaci, práci i ke komunikaci. Horní končetiny se podílí i na přijímání a udílení kinetické energie. Mezi osovým orgánem a funkcí horních končetin je volnější vazba, než je u dolních končetin. Obě horní končetiny tvoří párový uchopovací orgán, pracující jako uzavřený funkční řetězec. Horní končetiny pracují většinou obě současně. Dominantní končetina má vedoucí roli, nedominantní končetina spíše podporuje funkci dominantní.

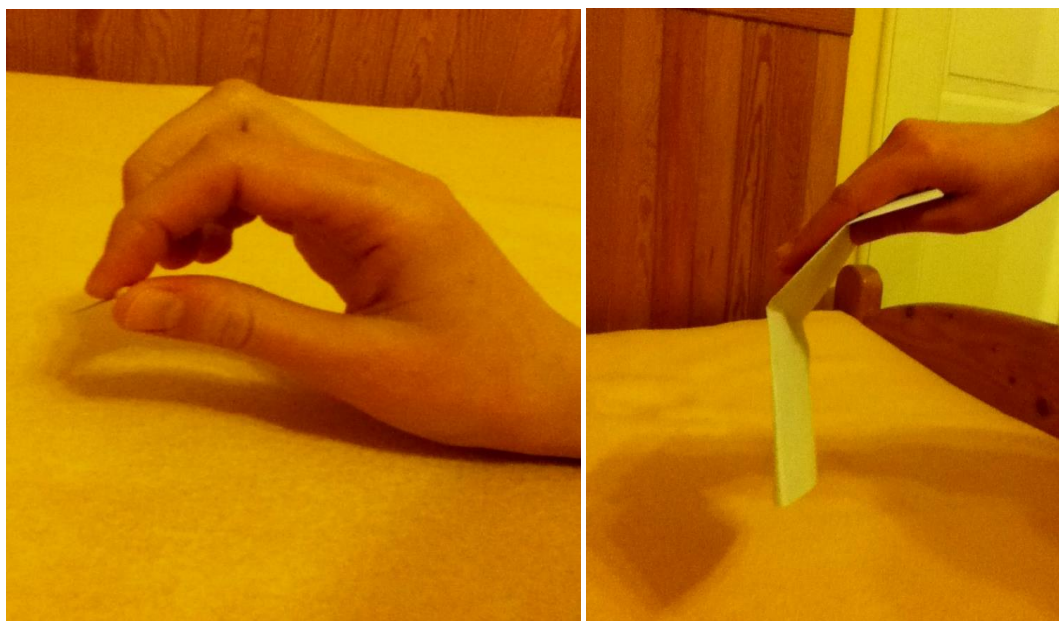
Ruka jako celek je nástrojem flexibilním a verzatilním. Ruka je složitá anatomická struktura schopná mnoha pohybových kombinací. Mezi její schopnosti patří rozeznávání předmětů hmatem bez použití zraku. Hlavní roli zde hraje *nervus medianus*, který je zdrojem senzorických informací ruky. Při jeho postižení je zhoršená prostorová orientace a citlivost.

Komplexní obratná funkce ruky se procvičuje pouze pohyby spojenými s řešením specifických pohybových úkolů. Tyto pohybové úkoly se volí individuálně podle potřeb a schopností postiženého. Proto je nejlepším řešením pro obnovení složitých funkcí ruky léčba vhodnou činností spojenou s obvyklou pracovní činností postiženého. Nejedná se pouze o speciální posilování jednotlivých svalů, ale spíše o zlepšení řídicích mechanismů v CNS. Nejlépe se toho dosáhne individuální ergoterapií, která nutí postiženého nacházet vhodná pohybová řešení.

Rozeznáváme 6 hlavních typů úchopu, přičemž 4 z nich potřebují funkci thenaru.

Úchop s terminální opozicí palce a ukazováku (štipec). Jde o úchop, který umožňuje uchopit přesně jemné věci. Tento úchop vyžaduje neporušenou funkci *musculus flexor digitorum* pro ukazovák a *musculus flexor pollicis longus* s *musculus opponens pollicis* pro palec. Při jejím váznutí bývá často poškozen *nervus medianus*, který inervuje flexory (Obrázek 1).

Úchop se subterminální opozicí palce a ukazováku (pinzeta). Uchopení malého předmětu mezi bříška palce a ukazováku. Vyžaduje funkční *m. flexor digitorum superficialis* pro ukazovák, *m. flexor pollicis brevis* pro palec, *m. interosseus*, *m. abduktor pollicis brevis* a *m. adduktor pollicis* s *m. opponenspollicis*. Funkce bývá porušena při lézi *n. medianus* (Obrázek 2).



Obrázek 1 – úchop štipec, Obrázek 2 – úchop pinzeta

Úchop s laterální opozicí (klepeto). Při tomto úchopu lze vynaložit značnou sílu. Tento úchop vyžaduje funkční zapojení oba první *mm. interossei*, *m. flexor pollicis brevis*, *m. adduktor pollicis* a *m. opponens pollicis* (Obrázek 3).

Úchop palmární s palcovým zámekem (celou rukou). Funkční zde musejí být flexory a extenzory prstů, všechny svaly palce (Obrázek 4).



Obrázek 3 – úchop klepeto, Obrázek 4 – celá ruka

Úchop digitopalmární (úchop mezi dlaní a prsty). Tento úchop nevyžaduje palec, musí dojít k funkčnímu zapojení flexory a extenzory prstu. Jedná se o uchopení řadicí páky nebo páky brzdy (Obrázek 5).

Úchop interdigitální (Obrázek 6). Jedná se o úchop drobných předmětů mezi prsty. Musí dojít k funkčnímu zapojení obou skupin *interossei*. Například držení cigarety (Véle, 2006).



Obrázek 5 – úchop mezi dlaní a prsty, Obrázek 6 – úchop interdigitální

II.3 Testování v neurorehabilitaci

II.3.1 FIM test

Testování stavu nemocných pacientů je důležitou součástí při hodnocení efektivity terapie, umožňuje nám srovnávat úspěšnost léčebných postupů. Je zde uveden jeden z mnoha testů, který byl zároveň použit v této bakalářské práci. Jedná se o test funkční soběstačnosti (Functional Independence Measure – FIM). Tento test byl vytvořen institucemi American Academy of Physical Medicine a American Congress of Rehabilitation Medicine v r. 1984 a vychází ze základního hodnocení indexu Barthelové, doplněný sledováním kognitivních funkcí. FIM hodnotí 18 činností v 6 kategoriích. Do kategorií patří hodnocení osobní péče, kontinence, přesuny, lokomoce, komunikace a sociální aspekty. Každá z daných funkcí je hodnocena stupnicí od 1 – 7 (1 – plná pomoc, 7 – plná soběstačnost). Minimální skóre je 18 a maximální 126 bodů. Dotazník FIM se používá na zhodnocení disability jedinců po zranění či úrazu. Je velmi přesný a jeho předností je to, že hodnotí nejen pohybovou dovednost ale i kognitivní funkce (Vaňásková, 2005). Při sečtení skóre u jednotlivých z osmnácti položek se získaný výsledek označuje jako celkový FIM. Počet bodů za 13 položek, hodnotících motorické položky je **91**, počet bodů hodnotících 5 kognitivních položek je **35**. Doba administrace testu je 40 minut (Vaňásková, 2004). Dotazník FIM testu je umístěn v příloze 5.

II.3.2 Jebson-Taylor test

Jebson-Taylor test zkoumá funkci ruky při běžných denních činnostech. Jebson-Taylor test se skládá ze 7 subtestů. Tyto subtesty zkoumají jemnou a hrubou motoriku a úchopovou funkci ruky. Při provádění jednotlivých subtestů se vždy začíná nedominantní rukou a až poté dominantní. Při každém testu se stopuje čas, který se poté porovnává s normami. Tyto normy ukazují průměrnou dobu, za kterou by se jednotlivé testy měly zvládnout. Normy byly stanoveny zvláště pro muže a ženy ve dvou věkových kategoriích. Věková kategorie jsou od 20 do 59 let a od 60 do 90 let (Hackel et.kol.,1992).

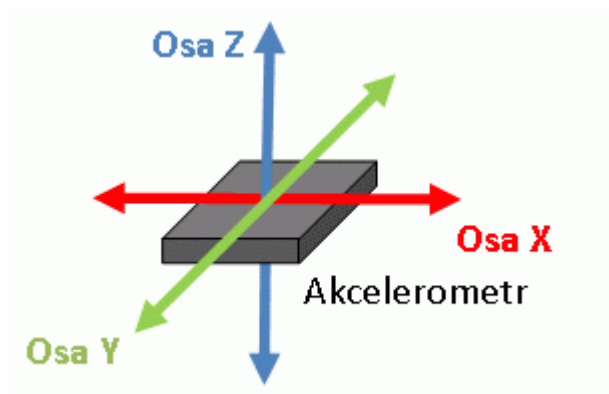
1. Test- psaní
2. Test- otáčení karet
3. Test-zvednutí a umístění drobných předmětů do plechovky
4. Test - postavení do komínku 4 hrací kameny z dámy
5. Test - simulace jedení
6. Test - zvedání lehkých předmětů
7. Test - zvedání těžkých předmětů

Podrobněji jsou jednotlivé testy zmíněny v metodologii v praktické části práce.

Výsledky dosažené během testu hodnotí stupeň funkční schopnosti ruky. (Sládková, 2012)

II.4 Akcelerometrie

„Akcelerometrie patří mezi kinematické metody a umožňuje měření zrychlení pomocí akcelerometrů. Akcelerometrie zkoumá pohyb především z fyzikálního pohledu a je jednou z dílčích metod kinematické analýzy. Elektronické pohybové senzory byly vyvinuty jako přístroje s možností standardizace a lepší kvality měření. Registrují akceleraci a deceleraci těla, a proto mohou poskytnout objektivní a přímé měření frekvence a intenzity pohybu při fyzické aktivitě“ (Radvanský a kol., 1997 str. 113 - 116).



Obrázek 7 - Osy akcelerometru (http://www.josefnav.cz/Arduino_akcelerometr.html).

II.4.1 Akcelerometry a gyroskopy

„Akcelerometry jsou senzory pro měření statického nebo dynamického zrychlení, jsou vhodné nejen pro měření odstředivých a setrvačných sil, ale i pro určování pozice tělesa, jeho naklonění nebo vibrací.“ (<http://automatizace.hw.cz/clanek/2007011401>) Akcelerometry zaznamenávají především změnu pohybové rychlosti. Z této rychlosti lze určit polohu objektu v prostoru (Vinkler, 2009).

3D akcelerometr Noraxon je senzor, který měří gravitační zrychlení tělesných segmentů. Tento kompaktní lehký senzor je speciálně navržen tak, aby mohl být umístěn na tělo. Vzhledem ke své velikosti a hmotnosti je velmi snadno ovladatelný a dokáže poskytnout přesné údaje. Senzor je schopen měřit zrychlení 6 až 16 G. Může provádět měření zároveň ve třech dimenzích, v sagitální, frontální a transverzální rovině. Akcelerometr se na měřený segment přichycuje lepicí páskou nebo speciálním popruhem. Ve fyzioterapii se využívá především pro analýzu chůze a běhu nebo např. u tremoru.

(<http://www.noraxon.com/downloads/documents/sensors/3DAccelerometer.pdf>)

Tyto senzory však nejsou jediné, existují i jiné systémy využívané v klinické praxi, např.: **Mobility Lab™ Pluginsm**, tyto akcelerometry jsou citlivé a spolehlivě měří výsledky, jsou využívány stovkou univerzit a nemocnic po celém světě. Podle hodnocení výrobce to jsou nejspolehlivější snímače chůze a rovnováhy na trhu. Mobility Lab™ Pluginsm se skládá z 6 senzorů, které jsou umístěny následovně: dva na dolních končetinách (kotníky), dva na horních končetinách (zápěstí), jeden v pase a jeden na zádech (mezi lopatkami), v současné době společnost pracuje na přidání ještě jednoho senzoru pro hlavu. Senzory jsou lehké a bezdrátové. Server společnosti dále umožňuje více uživatelům sdílet a porovnávat výsledky s normativními hodnotami z databáze. (<http://apdm.com/products/software/mobilitylab/>)

Dalším je akcelerometr **Tri-Trac-R3D** firmy Madison, WI *„je určen pro měření energetického výdeje a monitorování pohybové aktivity většinou lokomočního charakteru (běh, chůze atd.) v prostoru. Pracuje na principu detekce zrychlení prostřednictvím vestavěného piezoelektrického krystalu. Tento krystal je schopen, mírou vlastní mechanické deformace, převádět pohybové zrychlení na frekvenci elektrických*

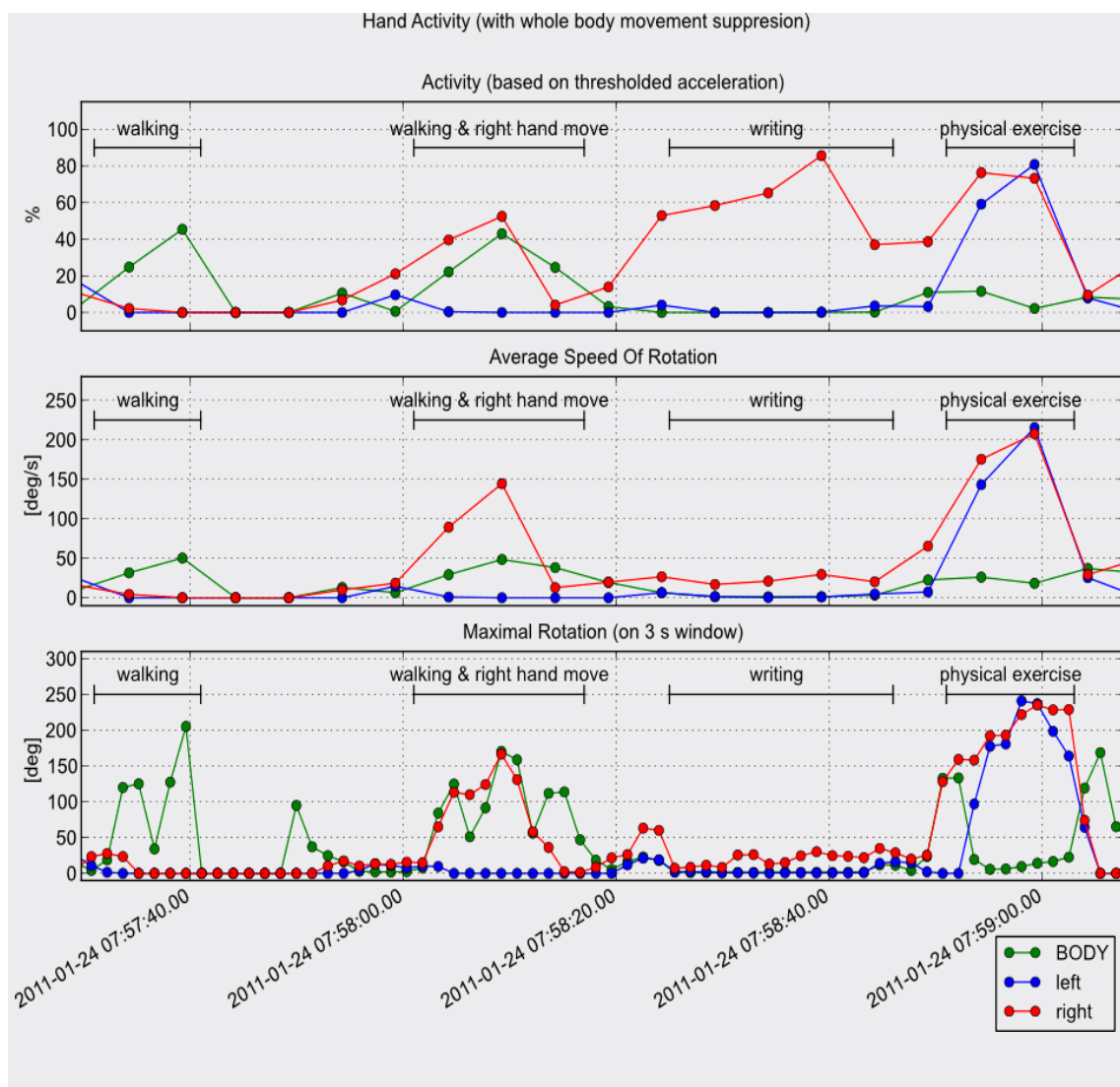
impulsů. Zaznamenává výchylky (mm) v jednotlivých (na sebe kolmých) rovinách (sagitální, frontální a transverzální). Akcelerometr nemá žádné manuální ovládání ani výstup na displeji, ale ve spojení s počítačovým programem TRITRACR můžeme data vyhodnotit, zobrazit na obrazovce počítače a vytisknout ve formě grafu, a to zvlášť pro každou rovinu pohybu nebo ve formě grafu výsledné pohybové aktivity. TriTrac-R3D se nejčastěji používá pro dlouhodobé monitorování pohybové aktivity (hodiny, dny i týdny), nejkratší časový interval, který je TriTrac-R3D schopen snímat, je jedna minuta.“ (Žujová a kol. 2003, strana 42).

V neposlední řadě je nutné zmínit akcelerometry, které byly použity v praktické části bakalářské práce. Jedná se o **WMS (wrist-motion –sensor)**. Společnost PRINCIP, která je vyvinula, se podílela na studii o rehabilitaci pacientů po CMP. Na této studii spolupracovala společně s Klinikou rehabilitačního lékařství Všeobecné fakultní nemocnice v Praze a 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy. Studie byla zaměřena především na pacienty s poruchou hybnosti horních končetin. Cílem výzkumu bylo porovnání aktivity postižené a nepostižené končetiny. Na posouzení aktivity vybraných pacientů byly použity 3 senzory. Každý senzor je opatřen LED diodami, které informují pacienta o aktuálním stavu (modře blikající – funguje, je nabitý, oranžově blikající – vybitý, červeně blikající – porucha). Umístění senzorů na tělo je na obou horních končetinách (na akrech), jeden v pase, k uchycení byly použity pásky se suchým zipem, senzor v pase je opatřen sponou. Na obrázku 8 jsou znázorněny všechny tři senzory. Modrý senzor byl umístěn na levé ruce, oranžový senzor na pravé ruce, zelený senzor je umístěn v pase.



Obr. 8: Měřicí senzory (WMS) (<http://www.princip.cz/projekty/osobni-pohybovy-senzor/o-co-vlastne-jde/>)

Systém zabudovaný v náramcích je schopen automaticky rozpoznat zda zjištěná aktivita ukazuje zapojení ruky nebo zda jde o pohyb celého těla (chůze, jízda autem atd.). Do studie bylo zapojeno 21 pacientů, kteří byli sledováni po dobu 4 týdnů. Data z náramků byla na kliniku zasílána průběžně pomocí jednoúčelové stanice (která vznikla v rámci studie). K posouzení aktivity horní končetiny byla použita tři různá kritéria. Jednalo se například o posouzení jemné motoriky, nebo citlivost pouze na výraznou fyzickou aktivitu. Vyhodnocování výsledků způsobovalo největší problém, jelikož se museli odstranit nerelevantní měření (např. senzor na ruce, která je fixovaná, detekuje pohyb, přestože se touto rukou nepohybuje). Z tohoto důvodu, byli pacienti požádáni, aby si vedli pečlivé záznamy do tabulky (viz příloha 2) po celou dobu studie. Systém společnosti PRINCIP je však schopen automaticky detekovat falešně naměřenou hodnotu a odstranit ji, díky senzoru, který je umístěn v pase. Na grafu 1 je zaznamenána pohybová aktivita ruky a podrobný rozbor hodnot. (<http://www.princip.cz/projekty/osobni-pohybovy-senzor/podpora-rehabilitace/>)



Graf 1: znázornění pohybové aktivity ruky a vyloučení falešné aktivity

Gyroskop je přístroj, který obsahuje setrvačnick, což je rotační zařízení pro hromadění kinetické energie. Setrvačnick zachovává polohu osy své rotace v inerciálním prostoru. Na tom jak je gyroskop přesný, závisí stabilita udržení otáček setrvačnicku. (<http://cs.wikipedia.org/wiki/Gyroskop>). Gyroskopy dokážou zaznamenávat změnu úhlové rychlosti. Díky tomu jsou schopny určit změnu rotace sledovaného objektu. (Vinkler, 2009)

MEMS akcelerometr

„Trendem v oblasti vývoje je příklon k MEMS (mikro-elektromechanickým) akcelerometrům. Klasické mechanické senzory jsou tak v dnešní době nahrazovány součástkami vyrobenými touto MEMS technologií, které mají mnohem menší rozměry, nižší energetickou spotřebu a podstatně nižší cenu. Výhodou použití inerciální navigace s akcelerometrem je tzv. soběstačnost tohoto navigačního systému, což znamená, že pro funkci nejsou nutné žádné externí objekty. Nevýhodou těchto součástek je zatím stále nedostatečná přesnost pro mnohé aplikace. Tato zařízení ve verzi MEMS je dnes již běžnou součástí mobilních zařízení, kde jeho přesnost postačuje. V těchto zařízeních slouží k rozeznání natočení zařízení a lze ho tedy využít např. pro přetočení obrazovky dle potřeby či jako další rozšíření aplikací a her.“ (Fikar, 2011, strana 17).

Inerciální systémy

Inerciální systémy využívají dva typy senzorů k detekci pohybu (akcelerometry a gyroskopy). Senzory jsou umístěny přímo na lidském těle a data, která jsou během měření získána se pomocí kabelu anebo bezdrátovým připojením přenášejí přímo do počítače (Vinkler, 2009). Inerciální senzory nabízejí možnost objektivního měření fyzické aktivity. Jedná se především o akcelerometry, které dokážou zaznamenat pohyby těla v době akcelerace. Takto získaná informace, může být použita pro interpretaci fyzické aktivity v průběhu času. V dnešní době se stále na některých pracovištích využívají piezoelektrické akcelerometry (Sládková, 2012 - Vojáček, 2005).

Piezoelektrický akcelerometr

„Je akcelerometr využívající piezoelektrické vlastnosti krystalu (přírodní nebo keramický). Krystal generuje náboj úměrný působící síle, která při zrychlení působí na každý objekt. S využíváním akcelerometru pro monitorování změny polohy těla, končetin a měření pohybu pacientů s poruchou hybnosti se začalo již v 60. letech 20. století. Senzory byly velké, těžké a obtížně připojitelné na tělo, vykazovaly také proměnlivou spolehlivost.“ (Sládková, 2012, str. 47).

II.5 Využití akcelerometrů v rehabilitaci

II.5.1 Monitoring aktivity horních končetin při běžném denním životě

Schasfoort a kolektiv (2002) si na začátku své studie stanovili tři základní body, které byly v průběhu studie zkoumány.

- A) Nejvýhodnější umístění snímačů na těle
- B) Zápis signálu o pohybu horních končetin pomocí softwarové skládajícího se z několika algoritmů
- C) Ověření zda snímače ULAM, dokážou rozlišit mezi nedominantní horní končetinou a dominantní a zda rozpoznají zdravou horní končetinu od končetiny paretické.

Pohyb horní končetiny je definován jako pohyb jednotlivých částí ruky. Pohyb a funkce horní končetiny je důležitý pro každodenní život. Snímače ULAM měl mít nositel celých 24 hodin na sobě. Tyto přístroje snímaly pohyb následovně: senzory sledovaly aktivní pohyb horní končetiny ve vztahu k proximální části těla. V rámci hodnocení horních končetin, rozlišujeme mezi primárním a sekundárním funkčním využitím ruky. Hodnocení primárního funkčního využití je hodnocení hrubé a jemné motoriky. Sekundární funkční využití je hodnocení činností každodenního života. U paretických končetin je pohyb omezen, ale existuje určitá kategorie pohybů, které ruka dělá nezávisle na vůli člověka. Jedná se o třes, tiky a choreatické pohyby. Paretická končetina je často přemísťována pomocí zdravé horní končetiny.

Snímače ULAM monitorují zdravou i paretickou horní končetinu a poskytují informace o všech pohybech horních končetin. Horní končetiny tvoří dohromady vzorce, které používáme v normálním, každodenním životě.

Ve studii probíhalo zkoumání 8 zdravých jedinců (4 muži a 4 ženy, jejichž průměrný věk byl 25,3 let (21 – 28 let). Tito zdraví jedinci sloužili ve studii pro stanovení

konfigurace snímače a pro nastavení softwaru. Jeden z účastníků byl levák, zbylých sedm praváků. Dominance horních končetin se zkoumala psaním. V další části studie probíhalo zkoumání 8 jedinců, z toho 4 zdravých (průměrný věk 24,5, rozmezí 21 až 26 let) a 4 postižených jedinců (průměrný věk 44,8, rozmezí 26 až 57 let) s omezenou hybností horní končetiny. Tři z postižených jedinců měli omezení na své dominantní straně a jeden na své nedominantní straně. U všech čtyř došlo k traumatickému poranění končetiny.

Zkoumaným jedincům byla uložena série činností, byli požádáni, aby je prováděli vlastním způsobem a vlastním tempem nedominantní končetinou. Jednalo se o (např. čištění kuchyňského dřezu, sledování televize, mytí rukou a urovnání nádobí ve skřínce). Úspěšnost provádění činností nedominantní končetinou byla 96-100%. Mezi sagitální rovinou a transversální rovinou nebyl žádný významný rozdíl v porovnání pohybu u dominantní a nedominantní horní končetiny. Cílem této studie bylo zjistit, zda je možné aby senzory ULAM rozlišily používání či nepoužívání horních končetin během normálního každodenního života, což se potvrdilo.

II.5.2 Ambulantní monitorování horní končetiny pomocí akcelerometrů u osob po mozkovém iktu

Uswatte a kolektiv (2005) se zaměřili na ambulantní pacienty po cévní mozkové příhodě, u kterých pomocí akcelerometru sledovali pohyby paží. Cílem jejich výzkumu bylo zhodnocení spolehlivosti akcelerometrického monitoringu a jeho vliv na rehabilitaci. Jako dobrovolníci byli vybráni pacienti po cévní mozkové příhodě. Všichni pacienti byli více než rok po cévní mozkové příhodě a měli mírné až střední poškození mozku a horní končetinu více postiženou. Všichni účastníci studie byli požádáni, aby nosili akcelerometry mimo ordinaci, vždy tři dny těsně před léčbou a tři dny po léčbě. Výsledky ukázaly, že spolehlivost akcelerometrů je větší než 86%. Studie prokázala, že akcelerometry poskytují objektivní, reálné výsledky při měření horní končetiny a mají dobré psychometrické vlastnosti.

II.5.3 Monitorování posturální stability pomocí akcelerometru

Žujová a kol. (2003) ve své pilotní studii popisují monitorování posturální stability akcelerometrem TriTrac-R3D. Zkoumali, zda je Tri-Trac-R3D (popsán výše) schopen monitorovat krátkodobou pohybovou aktivitu bez lokomočního charakteru (chůze na místě). A zda také dokáže snímat rozdíly ve výchylkách SIAS (*spina illiaca anterior superior* – místo, na kterém byl TriTrac-R3D připevněn během měření) na stabilní (pevná podlaha) nestabilní plošině (Posturomed). Dále zde byly porovnány rozdíly mezi muži a ženami a sportovci a nesportovci. Celé testování trvalo 15 minut. Ve studii byl využíván Posturomed firmy Haider-Bioswing. Posturomed je dynamická plošina používaná jako cvičební pomůcka pro proprioceptivní trénink postury. Bylo testováno 47 probandů, z nichž bylo 22 mužů a 25 žen. Věk $22,7 \pm 2,5$ let, tělesná výška $178,7 \pm 9,5$ cm a hmotnost $74,6 \pm 13,3$ kg. U všech jedinců byla provedena Rombergova zkouška, která byla vyhodnocena jako negativní. Žádný z adeptů nikdy předtím neabsolvoval terapii na Posturomedu. Kromě antikoncepce, kterou používala většina žen, žádný z adeptů neužíval další léky. Mezi probandy bylo 22 aktivních sportovců (veslování a basketbal – trénink alespoň 3x týdně). Nejprve byl testovaným připevněn akcelerometr na pravou SIAS a poté se vysvětlil a ukázal způsob chůze. Jednalo se o chůzi na místě, naboso, v kyčelním a kolenním kloubu nestojné dolní končetiny úhel 90° , horní končetiny volně podél těla, oči otevřené, pohled před sebe. Frekvence chůze byla určena metronomem, jehož úder byl signál k vyměnění dolní končetiny. Metronom byl nastaven na frekvenci 42 kroků za minutu. Každé měření se skládalo ze tří částí: dvě části tvořila chůze, jednou na pevné podlaze jednou na Posturomedu (každá v trvání 5 minut, třetí částí byla přestávka, kdy se sedělo, přestávka byla mezi jednotlivými chůzemi. Výsledky, které byly získány během studie, ukázaly, že akcelerometr TriTrac-R3D je schopen zaznamenat výchylky těla při chůzi na místě i monitorovat rozdíly mezi plošinami. Na nestabilní plošině (Posturomedu) byly větší výchylky SIAS než na stabilní plošině (pevná podlaha). Při porovnání mužů a žen nebyl ve výchylkách těžiště na stabilní ani na nestabilní plošině rozdíl. Při testování jednotlivých probandů byla zvolena chůze naboso kvůli zachování standardních podmínek v průběhu testování (v teniskách by mohly u probandů nastat jiné výchozí podmínky pro cvičení – například díky jiné „pevnosti“ obuvi nebo tloušťce podrážky). „Frekvenci chůze 42 kroků za minutu jsme považovali na základě vlastní praktické zkušenosti za neoptimálnější. Krok zde znamenal výměnu stojné dolní končetiny. Chůze řízená metronomem mohla být pro

někoho stresující, ale i kdybychom zvolili jinou signalizaci pro výměnu stojné dolní končetiny (například světelnou), stejně bychom se asi působení určitého stresu nevyhnuli. Také je možné, že námi zvolená frekvence chůze někomu vyhovovala méně než jinému, což mohlo ovlivnit stabilitu, ale s tím se asi setkáváme u většiny standardizovaných testů. Překvapující bylo zjištění, že sportovci vykazovali na stabilní plošině větší výchylky SIAS než nesportovci, protože je všeobecně známo, že přiměřená pravidelná pohybová aktivita vede ke kladnému ovlivnění koordinace, flexibility, pohybové techniky, neurohumorální regulace pohybových činností, ke zvýšení pevnosti kostí, odolnosti kloubů, vazů a šlach. Svou roli na zlepšení stability má určitě i druh sportu a stupeň únavy sportovce. V našem případě tvořily soubor sportovců veslaři/ky a basketbalisti/ky. Určitě by bylo dobré zjistit rozdíly ve výchylkách těžiště při pohybové aktivitě nejen obecně mezi sportovci a nesportovci, ale i konkrétně pro různé druhy sportů. Určitou roli mohla hrát při měření na Posturomedu únava, ale pětiminutová přestávka na odpočinek mezi měřeními na stabilní a nestabilní plošině se nám pro odpočinek jevila jako dostatečná. Delší přestávka mezi měřeními by celkovou délku testování jen zbytečně prodlužovala. Akcelerometr TriTrac-R3D je schopen monitorovat výchylky těla při chůzi namísto i měřit rozdíly mezi plošinami. Na nestabilní plošině byly naměřeny větší výchylky SIAS než na stabilní plošině, mezi muži a ženami nebyl ve výchylkách SIAS na stabilní ani na nestabilní plošině rozdíl, nesportovci vykazovali na stabilní plošině menší výchylky SIAS než sportovci, na nestabilní plošině mezi nimi nebyl rozdíl. Podle dostupných zdrojů nebyl podobný výzkum měření pohybové aktivity bez lokomočního charakteru v krátkém časovém intervalu nikde prováděn, a proto nebylo možno naměřené výsledky srovnat s žádnou jinou studií. Tato metodika si ale určitě zaslouží další pozornost a srovnání výsledků s ostatními metodami zabývajícími se měřením posturální stability jako jsou silové plošiny nebo 3D kinematická analýza (velmi náročná metoda na vybavení). Pokud by se výsledky ukázaly jako srovnatelné, mohl by se akcelerometr TriTrac-R3D uplatnit při nejrušnějších onemocněních charakterizovaných poruchou stability a pomoci při jejich diagnostice i terapii (například hodnotit účinek cvičení na Posturomedu nebo jiných nestabilních plošinách), dále by se mohl využít při hodnocení chůze nebo stoje nejen u pacientů, ale i zdravých lidí nebo sportovců. Výsledky práce nepovažujeme vzhledem k malému počtu testovaných probandů za směrodatné, rozhodující však je zjištění, že TriTrac-R3D je možno využít při měření posturální stability a jeho použití je jednodušší, méně náročné

na vybavení a tedy i levnější než ostatní výše zmíněné metodiky.“(Žujová a kol. 2003, strana 43)

II.5.4 Monitoring pohybů během spánku pomocí elektrokardiogramu a akcelerometrů

Chang a Liu (2011) ve své práci popisují sledování změny polohy těla během spánku. Sledování prováděli pomocí bezdrátových akcelerometrů, které měl pacient umístěny na těle. Proti polysomnografii nebo vyšetření v laboratoři to má značné výhody. Polysomnografie „je simultánní záznam několika funkcí organismu prováděných ve spánku. Současně se zapisuje EEG, svalová aktivita např. EMG svalstva brady, oční pohyby, EKG, dechový rytmus, tlak krve aj. Umožňuje rozlišit jednotlivé fáze spánku, tzv. spánkový profil srov. REM, NREM. Používá se při poruchách spánku, při podezření na epilepsii, aj.“ (<http://lekarske.slovniky.cz/pojem/polysomnografie>). Chang a Liu (2011) uvádí, že sledovaný může spát doma na své posteli a bezdrátové akcelerometry společně s elektrokardiogramem (typu holter) snímají jeho aktivitu. Akcelerometry jsou lehké a malé, tudíž pacienta během noci nijak neomezují. Signály z elektrokardiogramu a akcelerometrů jsou přenášeny pomocí Bluetooth čipu. Pacienti byli monitorováni tři noci po sobě. Výsledky ukazují, že tříosý akcelerometr přináší přesné záznamy o pohybové aktivitě pacienta a je tedy naprosto dostatečným snímačem. Značná výhoda je také to, že pacienti mohou být sledováni doma a ne v neznámém prostředí jako je nemocnice.

II.5.5 Akcelerometry v rehabilitaci seniorů

Culhane et. al. (2005) se zabývá technologickým vývojem, který vedl k výrobě levných, miniaturních senzorů (akcelerometrů) s možností využití v klinické praxi. Tyto senzory mohou poskytnout spolehlivé informace o mobilitě a objektivní měření chůze. Tato studie popisuje, že akcelerometry jsou schopné též odhalit rozdíl v chůzi a tím rozlišit mezi chůzí bez rizika pádu a s jejím rizikem. Se zvyšujícím věkem dochází u pacientů k řadě změn, především zhoršování senzorických, motorických a vestibulárních funkcí. Pomocí senzoru, který je umístěn na hlavě, lze měřit rovnováhu při chůzi a stojí. Je to jeden z ukazatelů rizika pádu u seniorů. Další senzor byl umístěn na kotník a měřil počet kroků, ušlou vzdálenost, ale i rychlost chůze a energetický výdej probanda. Další

senzor může být umístěn i na trup. Proč právě akcelerometry? Culhane et. al (2005) popisují, že mnohé metody zabývající se posuzováním chůze a lokomoce v klinické praxi mají značné nevýhody oproti akcelerometrům. Mezi nevýhody patří například drahá technika, nespolehlivost některých přístrojů, nepraktičnost, přílišná zdlouhavost.

II.5.6 Nový vzhled akcelerometrů a gyroskopů

V neposlední řadě se nesmí opomenout to, zda je nositel omezen při nošení akcelerometrů či gyroskopů. Hyde a kolektiv (2008) se zaměřili na design akcelerometrů, především na minimalizování počtu senzorů a zachování přesnosti v měření v definovaném rozsahu frekvencí. Zmenšením počtu senzorů může být měřicí systém učiněn pro pacienty méně iritující. Stejně lze snížit náklady a zvýšit komfort při použití bezdrátového řešení. Nová konstrukce je založena na kompozitních filtrech. Jednoduchá konstrukce je lehce použitelná a stejně přesná.

II.5.7 Pohybová cvičení – iDTV aplikace

Bien (2010) popisuje novodobé využívání akcelerometrů v rehabilitaci pomocí herních konzolí, ve kterých jsou aplikace zaměřené na cvičení. Tyto aplikace se mezi komerčními hrami začali objevovat již v 80. letech 20. století. Tyto aplikace jsou určeny pro běžné herní konzole jako je Wii, Xbox nebo Play Station.

Využití virtuální reality je novým trendem v oblasti rehabilitace pro pacienty po cévní mozkové příhodě. Bylo prokázáno, že terapie využívající herní konzole zvyšuje u pacienta nejen motivaci ale i potěšení během cvičení. Cílem této studie bylo zhodnotit četnost a intenzitu pohybů horních končetin u dvou skupin jedinců. Jednalo se o chronické pacienty po cévní mozkové příhodě a zdravé jedince bez postižení. Dále se zjišťoval vliv konzole (Wii / EyeToy) na skupinu nemocných / zdravých a na množství a intenzitu pohybů horní končetiny. Studie se zúčastnilo deset dospělých zdravých jedinců a deset jedinců po cévní mozkové příhodě. Probandi měli možnost vyzkoušet dvě hry z každé konzole. Četnost a intenzita pohybu byly měřeny akcelerometry, které měl pacient umístěn na akrech. Výsledky prokázaly, že obě herní konzole jsou vhodné

pro použití v rehabilitaci, záleží však na doporučení fyzioterapeuta či lékaře jakou z nich u pacientů využijí (Neil et. al., 2012)

Moje kolegyně Hanka Dubová pro svoji terapii využívala herní konzoli Nintendo Wii se softwarem *Wii Sports Resort*. Na obrázku 9 je znázorněn ovladač, který má v sobě zabudované akcelerometry, díky nimž snímá pohyby horní končetiny u pacientek. Měří především četnost a intenzitu pohybu.



Obr. 9: Akcelerometrický ovladač k herní konzoli Nintendo Wii

Mezi další aplikace patří *My Coachgames*, *Cardio Workout*, která je určena pro Nintendo Wii konzole využívající speciální balanční desku Balance Board. Dále nabízí kalendář, kde si uživatel může sám připravit vlastní program (Bien, 2010).

Yourself! Fitness patří mezi další aplikace určená pro Xbox, Play Station 2 a pro PC program. Program má výborného virtuálního trenéra, a velmi realistické cviky. Patří sem na 500 cviků v několika kategoriích. Program se sestavuje automaticky pomocí dat, které uživatel sám zadá. Jedná se především o věk, pohlaví, hmotnost... a cíle, které chce dosáhnout. Cvičení se však zaměřuje spíše na mladší a střední generaci. (Bien, 2010)

EyeToy: Kinetic je aplikace určena pro konzoli Play Station 2. Tato aplikace snímá pohyb lidského těla pomocí kamery, která poté vyhodnocuje cvičení. Uživatelé si mohou vytvořit vlastní plán podle zadaných údajů. Sleduje se historie výkonů, svým zaměřením je však určena pro mladé lidi (Bien, 2010).

Výše zmíněné aplikace jsou určeny pro herní konzole anebo pro osobní počítače. Herní konzole ani počítače však nejsou seniory příliš používané.

Princip aplikace *Physical Exercises* je vhodný především pro seniory. Animace se připraví dopředu a aplikace bude tedy sloužit jako přehrávač. Součástí animací je zvuková stopa, která bude obsahovat komentáře k jednotlivým cvičením. Dialog by měl být pozitivně laděn a měl by být ve spisovné formě. Dialog bude veden mezi virtuálním trenérem a uživatelem. Cviky se mohou rozdělit na dvě části: předcvičení a opakování cvičení. Když uživatel provádí opakování cviků je možno změnit zvukovou stopu místo komentáře ke cvičení na hudbu. Uživatelé během cvičení používají ovladač se zabudovanými akcelerometry, které snímají a vyhodnocují pohyby uživatelů. Cvičení a denní plány připravují odborníci z řad lékařů nebo fyzioterapeutů. Cvičení musí být přizpůsobeno fyzickému a duševnímu stavu uživatele. Cvičení může být během jednotlivých opakování přerušováno a uživatel je upozorněn na chybu. Aplikace dokáže v historii zachovat provedené plány cvičení a cviků, které uživateli příliš nešly. Pomocí paměťového média si uživatel přehraje cviky do svého set-top boxu (Bien, 2010).

II.6 Využití moderních technologií – akcelerometry zabudované v chytrém telefonu.

Guera – Casanova a kolektiv (2011) přišli s inovativním nápadem, jak identifikovat osoby s mobilním zařízením pomocí rozpoznávacího gesta ruky. Využili k tomu prvků biometrie, což je automatická metoda založená na rozpoznávání jedinečných biologických charakteristik subjektu - živé osoby (<http://cs.wikipedia.org/wiki/Biometrie>). Metoda vychází z přesvědčení, že některé

biologické charakteristiky (morfologické, fyziologické) jsou pro každého živého člověka jedinečné a neměnitelné. K dosažení tohoto cíle je uživatel pobídnut, aby provedl určité gesto, zatímco drží v ruce mobilní telefon se zabudovaným akcelerometrem. Jelikož uživatel nebyl schopen gesto přesně zopakovat, byl vyvinut algoritmus založený na přesném sekvenčním vyrovnání za účelem opravit tyto jemné rozdíly mezi opakováním tohoto gesta. Odolnost tohoto biometrického zařízení byla zkoumána dvěma různými testy, které analyzovaly databázi 100 uživatelů s reálnými chybami.

Parkinsonova choroba je chronická porucha, která se zhoršuje úměrně s věkem, je to nedostatek dopaminu v nigrostriální dráze bazálních ganglií, což způsobuje extrapyramidové příznaky, je to syndrom hypertonicko-hypokinetický, což znamená, že je zvýšená rigidita, intenzívní tremor, hypokineze, dysartrie, ztráta koordinace pohybů, zhoršená iniciace pohybů, maskovitý obličej (Ambler, 2011). Jednou z alternativních metod, jak pracovat s pacienty s Parkinsonovou chorobou je pomocí *iPhone* aplikace (Lemoyne a kol. 2010). Díky progresivnímu pokroku v technice slouží dnes *iPhone* také jako funkční, bezdrátový akcelerometr. Akcelerometr je schopen u Parkinsoniků zaznamenávat intenzívní tremor. Výhodou je soběstačnost tohoto systému, což znamená, že pro jeho funkci nejsou nutné žádné externí objekty (Fikar, 2011). Mezi další výhody, patří jednoduché nahrání signálu z akcelerometru do počítače a jeho odeslání ke zpracování i na vzdálená místa např. pomocí emailů. Tato studie dokazuje úspěšné využití akcelerometrů u Parkinsonických pacientů, a přináší objektivní výsledky při měření horních končetin.

Schopnost kvantifikovat a vyhodnocovat chůzi i nad rámec obecných hranic klinického prostředí, lze pomocí *iPhone* zařízení (Lemoyne a kol, 2010). *IPhone* aplikace se skládá ze tří dimenzionálních akcelerometrů s velmi robustním a škálovatelným softwarem. *IPhone* aplikace, která představuje bezdrátový akcelerometr, je schopna analyzovat systém chůze v autonomním prostředí. Výsledky studie, které byly vyhodnoceny externím pracovištěm, prokázaly dostatečnou přesnost a akurátnost při vyhodnocování chůze. Proto se nová aplikace *iPhone* s bezdrátovým akcelerometrem jeví jako dobré objektivizační zařízení pro hodnocení chůze.

Ze svých vlastních zkušeností uvádím práci s akcelerometrem, který je zabudován v mém telefonu. Ze začátku jsem o akcelerometru nevěděla, po bližším zkoumání jsem ve svém telefonu objevila Google play, kde si jako uživatel mohu zdarma stahovat hry a aplikace. Rozhodla jsem se pro aplikaci s názvem Pou. Jedná o následníka tamagochi, se kterým se mnozí z nás setkali na základní škole. Je to virtuální mazlíček, o kterého je potřeba se starat, uživatel ho může krmit, oblékat a hrát hry. Hry jsou na aplikaci Pou to nejzajímavější. Pou může hrát dvě hry, při nichž využívá akcelerometr zabudovaný uvnitř. Jedná se o sky jump a free fall. V první hře je úkolem Poua vyskákat co nejvýše. Začátek je nejjednodušší, Pou vyskakuje na malé plošinky umístěné v prostoru, pohybem telefonu doleva a doprava. Při nachýlení vlevo vyskakuje více doleva nahoru analogicky poté obráceně. Hra se postupně stává těžší a těžší a hráč má jen jediný úkol vyskákat co nejvýše a nespadnout. Jedinou nevýhodou této hry je, že není rozdělena na jednotlivé úrovně se stupňující se obtížností, poté co uživatel spadne, musí začít hrát celou hru od začátku. Ve hře free fall Pou nevyskakuje nahoru, ale naopak padá dolů. Animace uživateli zobrazuje letícího Poua na nebi. Jediným cílem této hry je vyhýbat se mrakům, které se občas objeví Pouovi v cestě. Aby se jim Pou vyhnul, musí hráč využít akcelerometr a to nejen pohyby doprava a doleva ale i nahoru a dolů. Podle výkonu hráče se hra opět znesnadňuje sama a to tím, že Pou letí rychleji a do cesty mu je umísťováno více mraků. Tyto hry zde uvádím z důvodu toho, že je to možná alternativa pro pacienty, kteří nevlastní herní konzole jako Wii Fit nebo Playstation 2. Hry by se daly využít jako vhodná terapie pro určité typy pacientů, má bakalářská práce se tímto tématem ovšem nezabývá, zmiňuji to zde jako zajímavost.

III. Praktická část

III.1 Hypotézy a cíle bakalářské práce

III.1.1 Cíle

Cílem mé bakalářské práce bylo zhodnotit účinnost měření inerciálních senzorů, jejich ovladatelnost, schopnost motivace a snadnost použití pro pacienty po cévní mozkové příhodě. Výsledky měli ukázat zda, lze pomocí senzorů hodnotit efekt terapie, kterou pacient absolvoval. Data ze senzorů byla odebrána před terapií, těsně po terapii a tři týdny po skončení terapie.

Druhý cíl, který jsem si stanovila, byl porovnat výsledky naměřené senzory s Jebson-Taylerovým hodnocením jemné a hrubé motoriky. Pro hodnocení funkční míry nezávislosti byl u pacientů proveden FIM test.

III.1.2 Hypotézy

Hypotéza 1. : Jsou inerciální senzory WMS vhodný motivační nástroj pro efektivní terapii.

Hypotéza 2: Lze dokázat příznivý efekt terapie hodnocením IS senzory a Jebson-Taylerovým testem.

III.2 Metodologie práce

Základem mojí práce je monitorování pacientů pomocí akcelerometrů, které jsou umístěny ve speciálních náramcích. Akcelerometry zaznamenávají detekci pohybu při provádění konkrétních cviků, a protože důležitá část terapie u pacientů po CMP je pracovní terapie, jsou zde zahrnuty především cviky zaměřené na každodenní aktivity jako je jíst, pít, oblékat se, vařit a číst. Vybrané pacientky byly ke správnosti provádění cviků edukovány, byla jim poskytnuta i tištěná forma cviků.

Měření pacientek jsem prováděla před intenzivní terapií. Těsně po terapii a po třech týdnech od skončení terapie. Pacientky měly po tři týdny od skončení terapie provádět pouze cviky, které měly zadány při nošení náramků. Intenzivní terapie jim byla poskytnuta kolegyní Hankou Dubovou. Jedna terapie trvala 45 minut, během ní si pacientky zahrály 4 různé hry. Každá hra měla svůj časový limit, který se pohyboval do 2 minut. Jednotlivé hry si pacientky zahrály vždy několikrát za sebou. Hra byla hodnocena bodovým skóre a na konci terapie se na grafu ukázalo, jak se hráči dařilo. Výběr her byl přizpůsoben zdravotnímu stavu pacientkám především tomu, že jejich dominantní končetina měla velmi špatnou hybnost. Pacientky se zúčastnily osmi terapií. Dále byla u pacientek zhodnocena jemná a hrubá motorika pomocí Jebsen-Taylor testu, též před začátkem terapie, těsně po jejím skončení a po třech týdnech od konce terapie. Samostatnost pacientek byla vyhodnocena FIM testem.

Akcelerometry jsem vyzkoušela sama na sobě a své rodině, a jednalo se mi o to, zda jsou cviky pochopitelné, snadno proveditelné a zda jsou akcelerometry omezující pro běžný den. Výsledky jsou zhodnoceny níže.

Pacientky, které jsme si vybraly pro naši práci, dříve docházely do denního stacionáře na Klinice rehabilitačního lékařství na Albertově, nyní docházejí pouze ambulantně. U pacientek jsme s kolegyní provedly na začátku celkové vyšetření a po intervalu čtyř týdnů, ve kterých probíhala intenzivní terapie, jsme vyšetření zopakovaly a zhodnotily, co se zlepšilo, anebo naopak nezlepšilo. Kineziologický rozbor pacientek je podrobněji popsán v příloze 1.

Kolega Eddin (2011) ve své práci používá WMS (Wrist Motion Sensor – senzor pohybu paže) které vytvořila společnost PRINCIP s Klinikou rehabilitačního lékařství 1. lékařské fakulty UK v Praze a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze zastoupenou přednostkou kliniky doc. MUDr. Olgou Švestkovou Ph.D. Z vlastností WMS zdůrazňuje především: detekce chůze a pádu, dálková kontrola frekvence, délky a správnosti cvičení postižených končetin. Já ve své bakalářské práci budu též využívat náramky WMS.

III.3 Monitoring s WMS senzory

Vyhodnocování výsledků bylo prováděno v několika krocích. Nejdříve se musely všechny tři senzory spárovat a připojit k počítači pomocí USB kabelu. V počítači je nainstalován systém, který slouží pro komunikaci se senzory. Data ze senzorů se uloží do počítače. Při nastavování počátečních hodnot dojde u senzorů k vymazání paměti, senzory se synchronizují s počítačem a poté jsou připraveny k měření (Eddin, 2011).

Náramky byly rozdány pacientkám, které je po dobu tří dnů nosily. Náramky jsou umístěny na horních končetinách na akrech a v pase na levé straně. Pacientky měly za úkol si nasadit náramky vždy od 9 – 20 hodin. Pacientky prováděly tři vybrané cviky, které se naučily při prvním setkání. Přesný manuál, který měli pacienti k dispozici společně se záznamovým archem cviků, je v příloze číslo 2.

III.4 Metodika cviků

Seznam cviků byl sestaven podle teoreticko-praktických principů Bobath konceptu s cílem simulace běžných denních aktivit, např. sám se najíst. Bylo vytvořeno několik variant prováděných pohybových aktivit (viz. příloha 3) (Sládková, 2012).

Pacientky prováděly tři vybrané cviky, které se naučily hned při prvním setkání. Bylo dohlédnuto nato, aby cviky prováděly řádně a aby je pochopily. Tyto cviky prováděly minimálně třikrát denně a každý cvik opakovaly desetkrát. Pacientky měly za úkol provádět cviky i během intenzivní terapie s mojí kolegyní. Pro usnadnění zhodnocování výsledků si pacientky zaznamenávaly přesnou dobu cvičení do tabulky. Abychom mohly výsledky lépe porovnávat, snažily jsme se dodržovat u obou pacientek stejné podmínky.

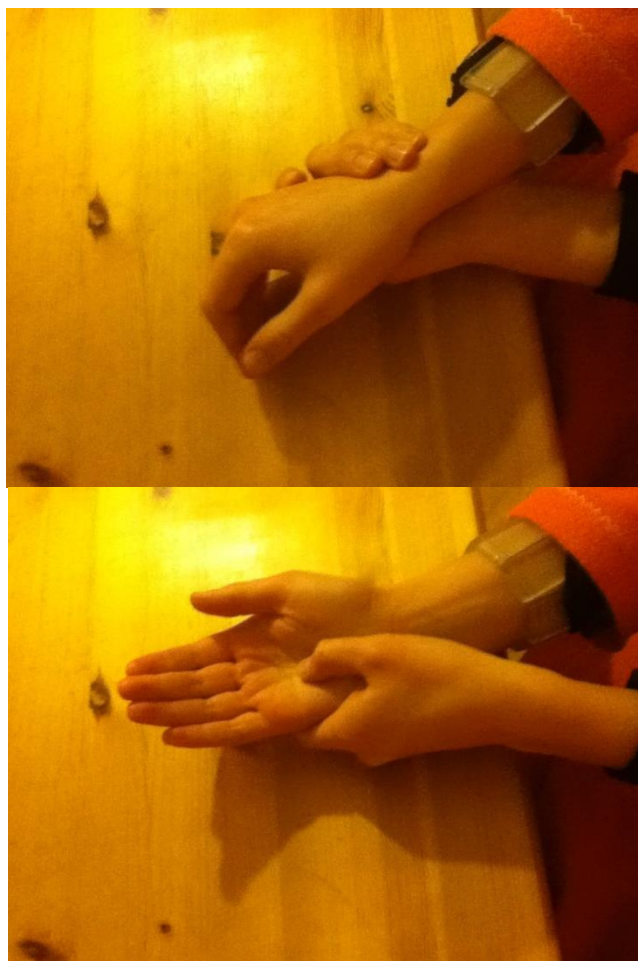
Vybrané cviky: Jelikož obě vybrané pacientky měli velmi špatnou funkci dominantní končetiny, rozhodly jsme se vybrat cviky, které se prováděly oběma rukama.



Obrázek 10: Cvik pití z lahve obouruč

Cvik 1: Pití z lahve obouruč

Pacientka má umístěné ruce na lahvi (mohou být přes sebe nebo pod sebou viz obrázek 10). Úkolem je zvednout lahev k ústům a simulovaně se napít. Cvik se opakuje desetkrát za sebou třikrát denně. V libovolně zvolený čas mezi 9 – 20 hodinou.



Obrázek 11: Přetáčení nemocné ruky s dopomocí

Cvik 2: přetáčení nemocné ruky s dopomocí - dlaň vzhůru

Pacientky měly za úkol přetočit zasaženou ruku z polohy – pronace do polohy – supinace s dopomocí zdravé ruky. Cvik se zopakuje desetkrát za sebou třikrát denně v libovolně zvolený čas.



Obrázek 12: míchání omáčky

Cvik 3: Míchání omáčky

Pacientka měla za úkol vzít vařečku do obou rukou, ruce mohly být umístěny na sobě nebo vedle sebe, a míchat v hrnci vodu. Směr míchání nehrál roli. Tento cvik byl přidán jako nový, proto u něj v příloze nenaleznete foto, pokoušela jsem se vytvořit takový cvik, který by zapadal do Bobath konceptu a zároveň by byl prospěšný pro nácvik ADL.

III.5 Metodika FIM testu

Hodnocení FIM testu je mezinárodně uznávaným a standardizovaným hodnocením. Test může provádět každý zdravotník, který je k tomu řádně vyškolen. Já jsem neabsolvovala žádné školení, ale byl mi zapůjčen manuál od paní magistry Kateřiny Svěcené, podle kterého jsem postupovala. U každého z účastníků byl test proveden před začátkem terapie a těsně po jejím skončení. FIM test hodnotil nejen pohybovou dovednost ale i kognitivní funkce. Test byl prováděn vždy ve stejné místnosti, a pro dané účastníky ve stejný čas. Vyplnění testu s účastníky netrvalo déle než 40 minut.

III.6 Metodika Jebson-Taylor testu

U každé pacientky bylo provedeno hodnocení jemné a hrubé motoriky pomocí Jebson-Taylor testu na začátku terapie, těsně po skončení a po dalších třech týdnech. Testování bylo vždy prováděno ve stejné místnosti a pro jednotlivé účastnice byl zachován i stejný čas. Test trval od 30 – 45 minut. Jednalo se o sedm subtestů, které se probandka snažila splnit za určitý čas. Při testování se začínalo vždy nedominantní končetinou. Manuál k testům přeložila Pavla Drábečková (2009) pro účely kliniky rehabilitačního lékařství 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Všeobecné fakultní nemocnice v Praze.

(Drábečková, 2009) Instrukce pro fyzioterapeuty/ergoterapeuty: testovaný by měl vždy sedět pohodlně a mít adekvátní osvětlení. Subtesty by měly být instruovány přesně podle manuálu i se standardizovaným slovním doprovodem, který je u každého testu uveden. Všechny testy by měli začínat nedominantní končetinou a následně dominantní končetinou. Vždy je nutné se ujistit, že testovaný rozumí všem instrukcím. U každého testu by měl být měřen čas.

1. Test-psaní

Pomůcky: kuličkové pero, 4 listy papíru formát A4, psací podložka s klipem, 2 karty formátu A5 s napsanou větou, stojánek na knihy, elektronické stopky

Testovaný dostane kuličkové pero a 4 listy bílého papíru, které jsou klipsou připnuté k psací podložce. Věta, kterou testovaný opisuje je napsaná tiskacími písmeny a umístěná na středu karty. Karta je umístěna ve stojánku na knihy. Při otočení karty dává terapeut povel k začátku. Čas je měřen od slova start do napsání konce věty a zvednutí pera z papíru. Test se vždy opakuje s dominantní rukou. Test provází slovní instrukce, zda testovaný potřebuje brýle na čtení, zda se mu sedí pohodlně, jestli všemu rozumí a zda můžeme začít.



2. Test-otáčení karet

Pomůcky: pět karet linkovaných pouze z jedné strany, kousek lepicí pásky, elektronické stopky

Terapeut umístí pět karet do vodorovné řady 5 cm od sebe na stůl před testovaného. Všechny karty jsou položeny svisle přesně 12,7 cm od hrany stolu. Měří se čas od slova start do otočení poslední karty. Testovaný nemusí otočené karty přesně umístit na jejich původní místo, nejdůležitější je rychlost otáčení. Test se opakuje s dominantní končetinou. Slovním doprovodem testovaného terapeut upozorní, že karty musí začít otáčet na straně dominantní. Analogicky to platí pro dominantní končetinu.



3. Test-zvednutí a umístění drobných předmětů do plechovky

Pomůcky: prázdná plechovka, 2 kancelářské svorky, 2 uzávěry od lahví, 2 americké penny, elektronické stopky

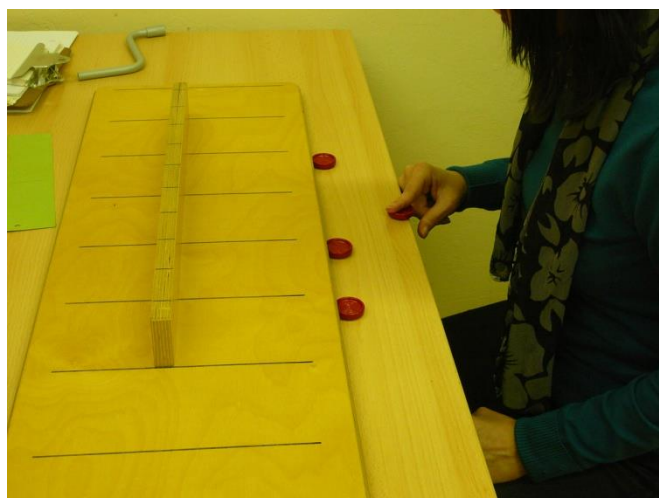
Terapeut umístí prázdnou plechovku přímo před testovaného 12,7 cm od přední hrany stolu. Položí dvě kancelářské sponky svisle, dva uzávěry od lahví lícem dolů a dvě americké penny do vodorovné řady (penny jsou u plechovky nejbližší, svorky nejdále). Všechny předměty jsou od sebe vzdáleny 5 cm. Terapeut měří čas od slova start, dokud neuslyší dopadnout do plechovky poslední předmět. Test se opakuje s dominantní končetinou. Slovním doprovodem testovaného upozorníme, že začíná se svorkou na nedominantní straně, poté nato, že má předměty sbírat a házet do plechovky. Nakonec se opět ujistíme, zda všemu dobře rozumí.



4. Test - postavení do komínku čtyř hracích kamenů z dámy

Pomůcky: dřevěná testovací deska, upínací svorka na stůl, čtyři červené dřevěné hrací kameny, elektronické stopky

Čtyři hrací kameny se umístí před testovaného. Kameny se dotýkají dřevěné testovací desky, která je svorkou připevněna přesně 12,7 cm od předního okraje stolu. Terapeut měří čas od slova start, dokud nejsou všechny kameny na dřevěné desce srovnané do komínku. Test se opakuje s dominantní končetinou. Slovním doprovodem testovaného upozorníme, že může začít s kterýmkoliv kamenem.



5. Test - simulace jedení

Pomůcky: dřevěná testovací deska, upínací svorka na stůl, 5 fazolí dlouhých 1,5 cm, prázdná plechovka, čajová lžička, elektronické stopky.

Dřevěná deska je umístěna 12,7 cm od přední hrany stolu. Fazole jsou rozmístěny na testovací desce. Fazole jsou umístěny na stranu nedominantní a je mezi nimi mezera 5 cm. Prázdnou plechovku umístí terapeut do středu před testovací desku. Na sbírání fazolí využije testovaný čajovou lžičku. Čas se měří od slova start po dopad poslední fazole do plechovky. Test opakujeme s dominantní končetinou. Slovními instrukcemi opět zkoumáme, zda je vše jasné a případné nepřesnosti vyjasníme.



6. Test - zvedání lehkých předmětů

Pomůcky: dřevěná testovací deska, upínací svorka na stůl, pět prázdných plechovek, elektronické stopky

Dřevěná deska je umístěna 12,7 cm od přední hrany stolu. Pět prázdných plechovek terapeut umístí před desku. Tyto plechovky jsou umístěny 5 cm od sebe. Víčko

plechovky směřuje směrem dolů. Terapeut měří čas od slova start doté chvíle než testovaný umístí na desku poslední plechovku. Test se opakuje s dominantní končetinou. Slovním doprovodem testovaného upozorníme, že se začíná na nedominantní straně, analogicky pro dominantní stranu.

7. Test - zvedání těžkých předmětů

Pomůcky: dřevěná testovací deska, upínací svorka na stůl, pět plných plechovek, elektronické stopky

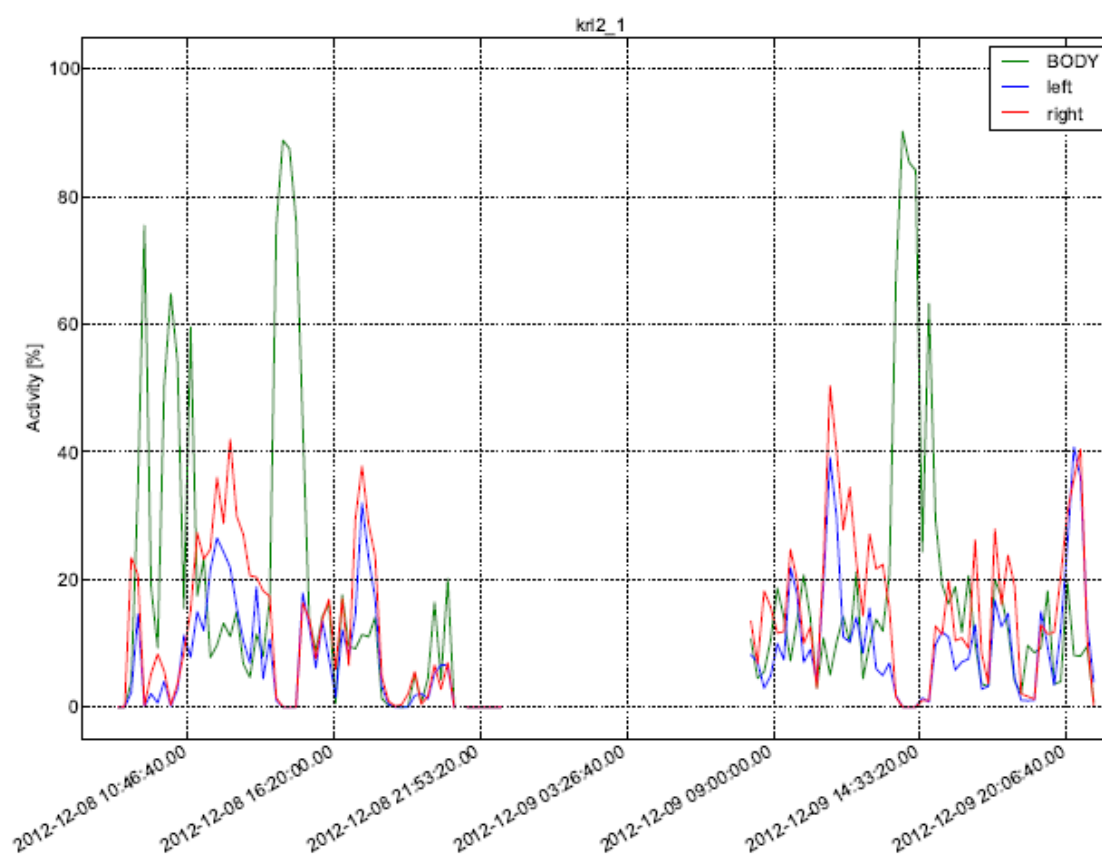
Dřevěná deska je umístěna 12,7 cm od přední hrany stolu. Pět plných plechovek terapeut umístí před desku. Tyto plechovky jsou umístěny 5 cm od sebe. Terapeut měří čas od slova start doté chvíle, než testovaný umístí na desku poslední plechovku. Test se opakuje s dominantní končetinou. Slovním doprovodem testovaného upozorníme, že se začíná na nedominantní straně, analogicky pro dominantní stranu.



III.7 Výsledky

III.7.1 Výsledky získané pomocí senzorů WMS

Výzkumu se zúčastnili 4 lidé ve věku od 24 – 66 let. Všechny zúčastněné byly ženy. Dvě účastnice byly zdravé, dvě byly po cévní mozkové příhodě. Zdravé probandky prováděly zadané cviky pouze pravou/dominantní končetinou. Probandky po CMP prováděly cviky oběma rukama. Náramky se senzory jsou označeny jako KRL 2_4 a KRL 2_1. KRL 2_4 měly zapůjčené paní CH. (pacientka 2) a slečna A (zdravá probandka 2). KRL 2_1 byly zapůjčeny paní K. (pacientka 1) a paní M (zdravá probandka 1).



Graf 2: Hodnocení dominantnosti HKK – probandka 1.

Popis grafu: modrá křivka- levá ruka (NK), červená křivka- pravá ruka (DK), zelená křivka– tělo

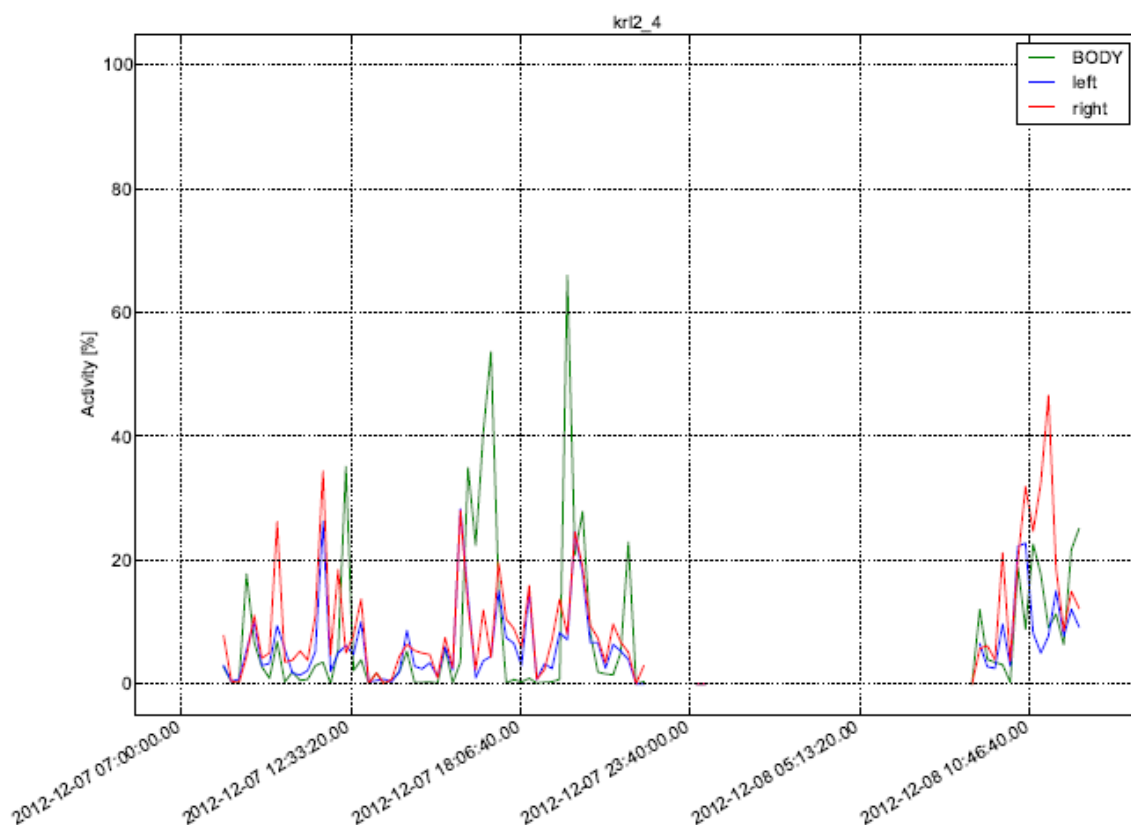
Graf 2 znázorňuje zapojování horních končetin v průběhu nošení náramků. LHK (levá horní končetina) je končetina zdravá, pohybuje se proti pohybu těla. PHK (pravá horní končetina) je též zdravá končetina, na grafu je znázorněna její větší aktivita vzhledem k tomu že vykonávala zadané cviky a že se jedná o dominantní končetinu. U zdravé probandky 1 nelze předpokládat, že by měla poruchu hybnosti PHK.

Data z náramků, která mi byla poskytnuta, popisují porovnání dominance horních končetin.

Tabulka 1: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin

Probandka 1: průběh měření	8 – 9. 12. 2012
poměr hodnocení rukou - levá/pravá (četnost pohybů levé ruky proti pohybům pravé ruky) [%]	0,6978
hodnocení levé ruky [%]	7,1
hodnocení pravé ruky [%]	10,18
rozsah dat při měření [h]	37,33

Probandka 1 nosila náramky od 8 – 9. 12. 2012. Četnost pohybů levé končetiny byla 0,6978 pohybů pravé končetiny. Tato nerovnováha je způsobena tím, že dominantní ruka probandka 1 byla pravá. Další dva řádky uvádějí procenta celodenní pohybové aktivity pravé a levé ruky.



Graf 3: Hodnocení dominantnosti HKK – zdravá probandka 2

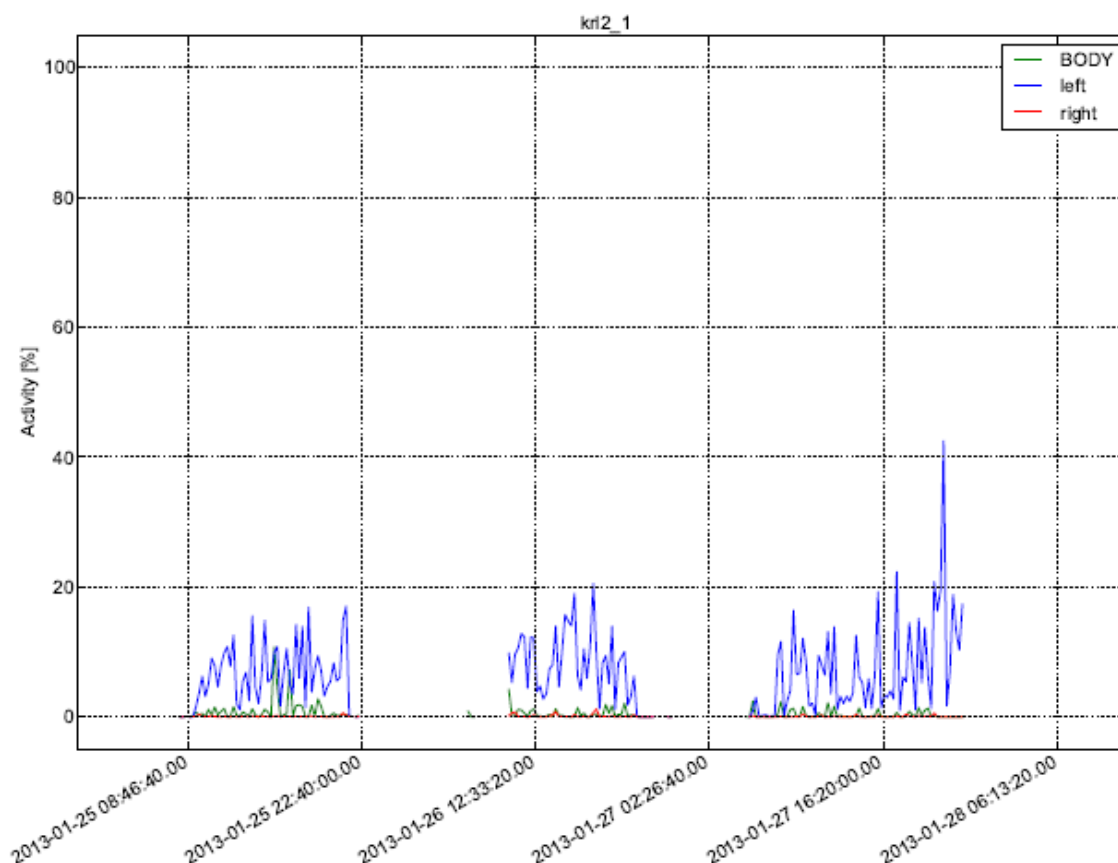
Graf 3 znázorňuje zapojování horních končetin v průběhu nošení náramků. LHK (levá horní končetina) je končetina zdravá, pohybuje se proti pohybu těla. PHK (pravá horní končetina) je též zdravá končetina, na grafu je znázorněna její větší aktivita vzhledem k tomu že vykonávala zadané cviky a že se jedná o dominantní končetinu. U zdravé probandky 2 nelze předpokládat, že by měla poruchu hybnosti PHK.

Tabulka 2: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin

Probandka 2: průběh měření	7 – 8. 12. 2012
poměr hodnocení rukou - levá/pravá (četnost pohybů levé ruky proti pohybům pravé ruky) [%]	0,7026
hodnocení levé ruky [%]	4,52
hodnocení pravé ruky [%]	6,43
rozsah dat při měření [h]	28,94

Probandka 2 nosila náramky od 7 – 8. 12. 2012. Četnost pohybů levé končetiny byla 0,7026 pohybů pravé končetiny. Nerovnováha je způsobena tím, že dominantní ruka probandky 2 byla také pravá jako u probandky 1.

První měření pacientka paní K. – pacientka 1



Graf 4: Porovnání dominantnosti horních končetin – pacientka 1(1. měření)

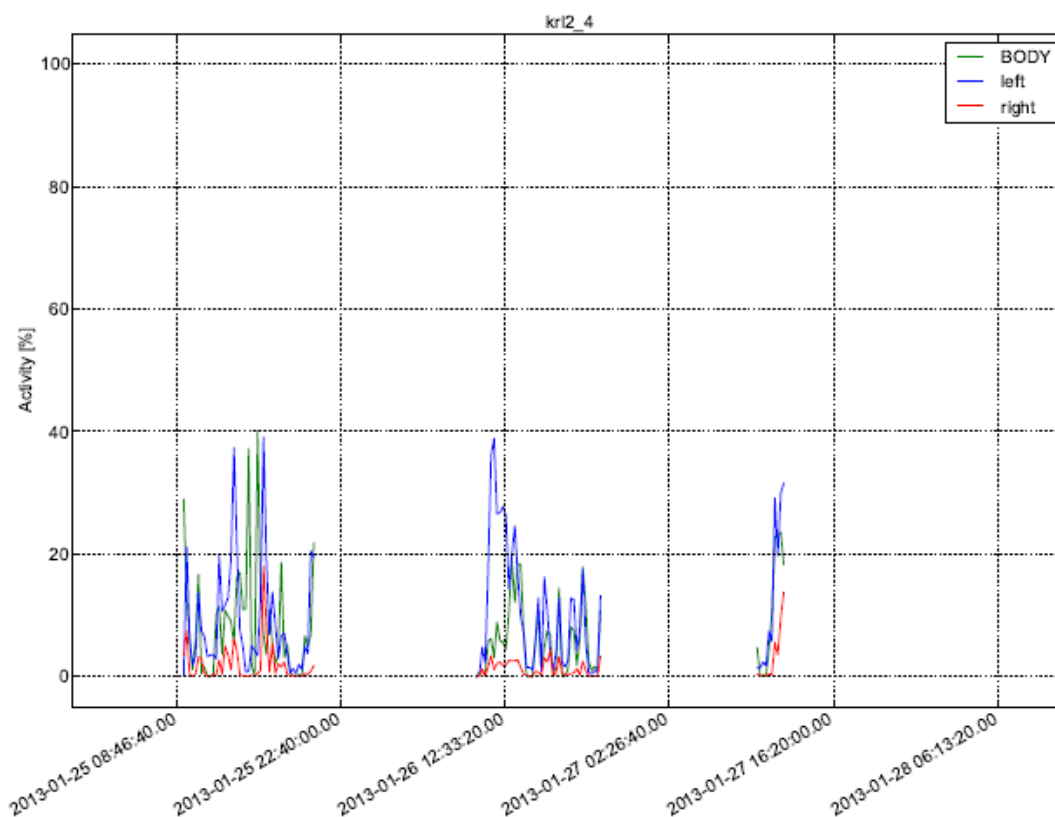
Graf 4 znázorňuje zapojování PHK a LHK během celého měření. LHK je zdravá končetina, pacientka 1 s ní byla schopna pohybovat proti pohybu těla. Pohyb PHK pouze kopíroval pohyby referenčního senzoru umístěného na levém místě na boku. I bez toho, že bychom pacientku znaly, se dá předpokládat, že pacientka 1 má poruchu hybnosti PHK.

Tabulka 3: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin

Pacientka 1: průběh měření	25 – 27. 1. 2013	-
poměr hodnocení rukou - levá/pravá (četnost pohybů levé ruky proti pohybům pravé ruky)	34,1	-
hodnocení postižené ruky [%]	0,20	-
hodnocení zdravé ruky [%]	6,81	-
rozsah dat při měření [h]	43,78	-

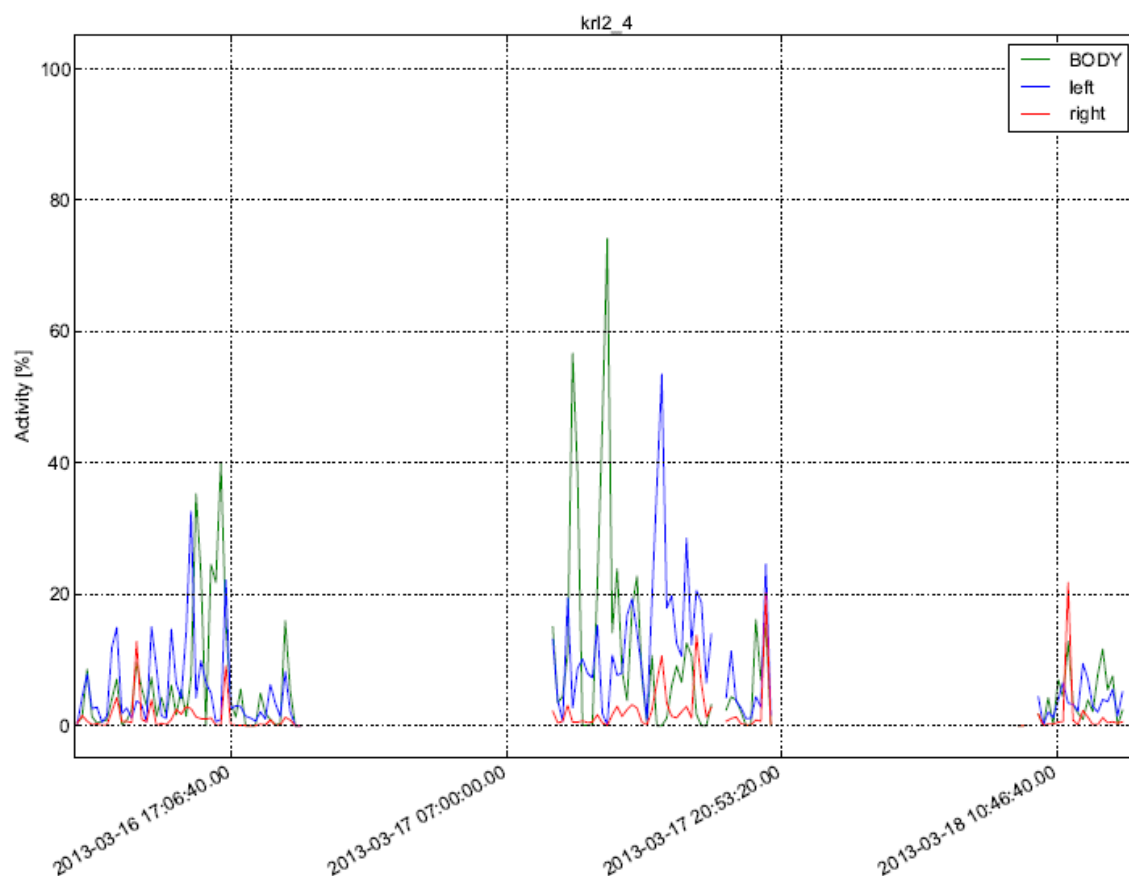
Pacientka 1 zapojovala levou končetinu 34,1 vícekrát než končetinu pravou. Z tabulky i z grafu je patrné, že pacientka 1 téměř pravou – dominantní ruku nepoužívá. Další dva řádky znázorňují celodenní pohybovou aktivitu u postižené a zdravé ruky. Pacientka 1 se zúčastnila pouze měření před terapií a výstupního měření po terapii. Vzhledem k tomu, že zřejmě došlo k pádu pacientky, senzory se poškodily a data z náramků z druhého měření se nepodařilo získat. Pacientka se nezúčastnila ani měření po třech týdnech, jelikož jí to nedovolil její zdravotní stav.

První měření pacientka paní CH.pacientka 2.



Graf 5: Porovnání dominantnosti horních končetin – pacientka 2 (1.měření)

Graf 5 znázorňuje zapojování PHK a LHK během celého měření. LHK je zdravá končetina, pacientka 2 s ní byla schopna pohybovat proti pohybu těla. Pohyb PHK téměř po celou dobu pouze kopíroval pohyby referenčního senzoru umístěného na levém místě na boku. I bez předchozí znalosti pacientky 2 se dá předpokládat, že PHK má poruchu hybnosti. Při porovnání pacientky 1 a 2 lze z grafů vyčíst, že pacientka 1 má těžší postižení PHK, než pacientka 2.



Graf 6: Porovnání dominantnosti horních končetin – pacientka 2 (3.měření)

Graf 6 znázorňuje zapojování PHK a LHK během celého měření. LHK je zdravá končetina, pacientka 2 s ní byla schopna pohybovat proti pohybu těla. Pohyb PHK se oproti prvnímu a druhému měření zlepšil. Končetina již pouze nekopírovala pohyby referenčního senzoru umístěného na levém místě na boku, ale pohybovala se proti pohybu těla.

Tabulka 4: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin

Pacientka 2: průběh měření	25 – 27. 1. 2013	-	16 – 18. 3. 2013
poměr hodnocení rukou - levá/pravá (četnost pohybů levé ruky proti pohybům pravé ruky) [%]	4,6306	-	3,563
hodnocení postižené ruky [%]	2,22	-	2,13
hodnocení zdravé ruky [%]	10,29	-	7,59
rozsah dat při měření [h]	24,81	-	26,83

Pacientka zapojovala levou končetinu 4,6306 vícekrát než končetinu pravou. Po intenzivní terapii začala pacientka zapojovat více pravou ruku. Z technických důvodů jsem data z druhého měření (měření těsně po intenzivní terapii) neobdržela. Tři týdny po skončení intenzivní terapie zapojovala pacientka levou ruku pouze 3,563 vícekrát než pravou. Při porovnání hodnot před začátkem terapie a téměř měsíc po jejím skončení došlo u pacientky ke značnému zlepšení v zapojování pravé končetiny do běžného denního života. Další dva řádky znázorňují celodenní pohybovou aktivitu u postižené a zdravé ruky, jak je z tabulky patrné celodenní aktivita končetin se nijak výrazněji neměnila.

III.7.2 Výsledky získané pomocí Jebson-Taylor testu

Jebson-Taylorova standardizovaného hodnocení pro jemnou a hrubou motoriku se zúčastnily pouze pacientky po CMP.

Tabulka 5: Popisuje první a druhé testování pacientky 1, z důvodu náhlého přesunu do nemocnice nebyla schopna výzkum dokončit a zúčastnila se pouze testování před terapií a těsně po terapii.

Tabulka 5: Výsledky Jebson – Taylor testu u pacientky 1

	První testování 29. 1. 2013		Druhé testování 20. 2. 2013	
Subtest [t/min]	Nedominantní Končetina	Dominantní Končetina	Nedominantní končetina	Dominantní končetina
Psaní [t/min]	1:32:22	Nelze hodnotit	1:23:30	Nelze hodnotit
Karty [t/min]	0:08	3:37:19	0:06:00	1:12:93
Drobné předměty [t/min]	0:13:09	Nelze hodnotit	0:10:11	Nelze hodnotit
Simulované jedení [t/min]	0:14:62	Nelze hodnotit	0:12:00	Nelze hodnotit
Hrací kameny [t/min]	0:10:07	Nelze hodnotit	0:09:07	Nelze hodnotit
Velké lehké předměty [t/min]	0:05:28	2:41:00	0:04:26	2:50:43
Velké těžké předměty [t/min]	0:13:03	2:00:00	0:08:32	1:47:00

Tabulka 5 znázorňuje výsledky Jebson – Taylor testu pacientky 1. V tabulce jsou označeny červeně časy u testů, ve kterých se pacientka 1 po intenzivní terapii zlepšila. Z tabulky je možné si všimnout, že došlo ke zlepšení i nedominantní končetiny. Nedominantní končetina se prakticky během dne téměř nezapojuje, což nám potvrdil monitoring pomocí náramků.

Tabulka 6: Popisuje první, druhé a třetí testování pacientky 2, která se zúčastnila výzkumu až do konce.

Tabulka 6: Výsledky Jebson – Taylorova testu u pacientky 2

	První testování 29.1.2013		Druhé testování 20.2.2013		Třetí testování 11.3.2013	
Subtest [t/min]	Nedominantní Končetina	Dominantní končetina	Nedominantní končetina	Dominantní končetina	Nedominantní končetina	Dominantní končetina
Psaní[t/min]	01:01:65	Nelze hodnotit	00:49:00	Nelze hodnotit	00:40:00	Nelze hodnotit
Karty[t/min]	00:09:19	02:26:36	00:08:00	02:18:00	00:08:00	01:05:00
Drobné předměty[t/min]	00:06:90	Nelze hodnotit	00:05:23	2 svorky	00:06:12	1 svorka
Simulované jedení[t/min]	00:18:50	Nelze hodnotit	00:08:00	1 fazole	00:07:12	Nelze hodnotit
Hrací kameny[t/min]	00:07:72	Nelze hodnotit	00:05:00	Nelze hodnotit	00:04:88	Nelze hodnotit
Velké lehké předměty[t/min]	00:05:72	00:40:43	00:04:31	00:35:20	00:04:20	00:32:00
Velké těžké předměty[t/min]	00:06:22	01:50:69	00:05:30	01:20:11	00:05:22	00:25:00

Tabulka znázorňuje výsledky Jebson – Taylorova testu pacientky 2. V tabulce jsou označeny červeně časy u testů, ve kterých se pacientka 2 po intenzivní terapii zlepšila. Poslední sloupec znázorňuje, že se pacientka 2 dále zlepšovala i po skončení terapie, což je velmi pozitivní. U testu drobné předměty a simulované jedení se pacientce 2 podařilo posbírat 2 svorky a nabrat 1 fazoli. Vyhodnocovací však zohledňuje pouze čas, za který byl splněn celý úkol, proto jsem se rozhodla zaznamenat to do tabulky slovně. Z tabulky je možné si všimnout, že se při každém testování zlepšovala i nedominantní končetina.

Normy pro paní K. (pacientka 1) a paní CH.(pacientka 2) jsou uvedeny v příloze 4.

III.7.3 Výsledky FIM testu

Tabulka 7. Vyhodnocení FIM testu pacientky 2

Pacientka 1	29. 1. 2013	20. 2. 2013
Osobní hygiena		
A. příjem jídla	7	7
B. Osobní hygiena	7	7
C. Koupání	7	7
D. Oblékání horní polovina těla	7	7
E. Oblékání polovina těla	7	7
F. Použití WC	7	7
Kontrola sfinkterů		
Kontrola močení část 1	7	7
část 2	7	7
Kontrola vyprazdňování část 1	7	7
část 2	7	7
Přesuny		
I. Postel, židle, vozík	7	7
J. Toaleta	7	7
K. Vana, sprchový kout	7	7
Lokomoce		
L. Chůze/jízda na vozíku	W	W
M. Schody	7	7
Komunikace	7	7
N. Rozumění	B	B
O. Exprese (vyjadřování)	B	B
Sociální schopnosti		
P. Sociální interakce	7	7
Q. Řešení problémů	7	7
R. Paměť	7	7
Celkově FIM	126	126

Vysvětlivky: chůze, rozumění a exprese se nehodnotí stupnicí od 1 – 7 ale písmeny

Chůze: W – pro chůzi, C – invalidní vozík, B – oboje

Porozumění: A – pro sluchová, V – pro zrakové, B – pro oboje

Projev: V – pro hlasové, N – pro nehlasové, B – pro oboje

Podle hodnocení FIM testu dosáhla pacientka 2 nejvyššího skóre již při prvním vyšetření, byla tudíž od začátku plně soběstačná. Pacientka 2 uvedla, že jediné dvě věci, které jí činí obtíže, jsou loupání brambor, jelikož v postižené ruce neudrží bramboru a nošení koše na prádlo.

Tabulka 8. Vyhodnocení FIM testu pacientky 1

Pacientka 2	29. 1. 2013	20. 2. 2013
Osobní hygiena		
A. příjem jídla	6	6
B. Osobní hygiena	6	6
C. Koupání	4	5
D. Oblékání horní polovina těla	7	7
E. Oblékání polovina těla	3	4
F. Použití WC	7	7
Kontrola sfinkterů		
Kontrola močení část 1	7	7
část 2	6	6
Kontrola vyprazdňování část 1	7	7
část 2	6	6
Přesuny		
I. Postel, židle, vozík	5	5
J. Toaleta	7	7
K. Vana, sprchový kout	5	5
Lokomoce		
L. Chůze/jízda na vozíku	W	W
M. Schody	5	5
Komunikace	6	6
N. Rozumění	B	B
O. Exprese (vyjadřování)	B	B
Sociální schopnosti		
P. Sociální interakce	6	6
Q. Řešení problémů	5	5
R. Paměť	6	6
Celkově FIM	104	105

Podle hodnocení FIM testu dosáhla pacientka 1 skóre 104 bodů při prvním vyšetření. Při druhém vyšetření dosáhla o 1 bod více a to v kategorii oblékání dolní poloviny těla. Pacientka 1 je velmi závislá na manželovi, který ji doprovázel při každé terapii. Doma po bytě je schopna samostatného pohybu, ale venku se bojí a chodí jen v doprovodu manžela. Doma nevaří ani se nestará o domácnost (maximálně setře prach nebo umyje hrnek).

III.7.4 Porovnání vyšetření před a po terapii

Vyšetřovaná osoba: pacientka 2

Aktivní pohyby: vyšetření ROM dle SFTR – porovnání výsledku goniometrie při vstupním a výstupním měření u aktivního pohybu PHK

Tabulka 9: Goniometrické vyšetření před a po terapii pacientky 2

	Před terapií 29. 01. 2013	Po terapii 20.2.2013
Ramenní kloub		
S (EX - 0 - FX)	30 – 0 – 165	30 – 0 – 170
F (ABD - 0 -ADD)	90 – 0 – neměří se	90 – 0 – neměří se
T (hyperABD - 0 - hyperADD)	20 – 0 – 110	20 – 0 – 110
R (ZR - 0 - VR)	60 – 0 – 80	60 – 0 – 80
Loketní kloub		
S (hyper EX - 0 - FX)	0– 10 – 30	0 – 10 – 30
Předloktí		
R (SUP – 0 – PRO)	65 – 0 – 75	65 – 0 – 75
Zápěstí		
S (EX – 0 – FX)	0 – 0 – 0	0 – 0 – 0
F (ABD – 0 – ADD)	0 – 0 – 0	0 – 0 – 0

Pozn. Pacientka neměla aktivní flexi v lokti, byla zde semiflexe 10°

Pacientka 2 se po terapii zlepšila v rozsahu ramenního kloubu do flexe o 5 °. Pacientka sama však nepocítuje žádné zlepšení svého stavu. Uvádí, že si připadá stejně jako na začátku.

Vyšetřovaná osoba: pacientka 1

Aktivní pohyby: vyšetření ROM dle SFTR – porovnání výsledku goniometrie při vstupním a výstupním měření u aktivního pohybu PHK

Tabulka 10: Goniometrické vyšetření před a po terapii pacientky 1

	Před terapií 29. 01. 2013	Po terapii 20. 2. 2013
Ramenní kloub		
S (EX - 0 - FX)	20 – 0 – 155	20 – 0 – 155
F (ABD - 0 -ADD)	80 – 0 – neměří se	90 – 0 – neměří se
T (hyperABD - 0 - hyperADD)	20 – 0 – 100	20 – 0 – 100
R (ZR - 0 - VR)	0 – 0 – 0	0 – 0 – 0
Loketní kloub		
S (hyper EX - 0 - FX)	0 – 10 – 110	0 – 10 – 110
Předloktí		
R (SUP – 0 – PRO)	0 – 0 – 70	0 – 0 – 70
Zápěstí		
S (EX – 0 – FX)	0 – 0 – 0	0 – 0 – 0
F (ABD – 0 – ADD)	0 – 0 – 0	0 – 0 – 0

Jak je možné vidět z tabulky, pacientka 1 měla aktivní rozsahy na začátku a na konci stejné. Pacientka nepocítuje žádné změny ani k lepšímu ani k horšímu.

Vysvětlivky: S – sagitální rovina, F – frontální rovina, T – transverzální rovina, R – rotační rovina, EX – extenze, FX – flexe, ABD – abdukce, ADD – addukce. SUP – supinace, PRO - pronace

IV. Diskuze

Jednou z hypotéz, kterou jsem si stanovila na začátku své práce, bylo potvrdit, zda jsou senzory vhodným motivačním nástrojem pro efektivní terapii. Zdravé probandky, které se mého výzkumu zúčastnily, mi tuto hypotézu potvrdily. Obě shodně uvedly, že při nošení náramků, měly pocit „jako kdyby jim někdo neustále stál za zády a kontroloval, zda cviky provádějí či nikoliv.“ Obě také potvrdily, že jim to nebylo nijak nepříjemné, ale naopak, že se opravdu snažily cvičení provádět poctivě. Dále ocenily i záznamový arch, který byl do jisté míry také kontrola. Též uvedly, že je náramky motivovaly k tomu, aby se více snažily, chtěly dosáhnout určitých výsledků a tak zvyšovaly své úsilí na maximum. Došlo tedy ze strany zdravých zkoumaných k potvrzení mé první hypotézy.

Ráda bych zde však uvedla pár věcí, na které si zdravé probandky stěžovaly během nošení náramků. Jednou z věcí, které obě shodně popisovaly, bylo umístění senzoru v pase. Potvrdily mi, že pro ně byla nepříjemná představa, že poté co náramky odevzdají, někdo při vyhodnocování zjistí, kolikrát za den si svlékly a oblékly kalhoty. Slečna A: „Měla jsem pocit, že ten senzor v pase neslouží k ničemu jinému, než k tomu aby spočítal, kolikrát jdu za den na toaletu.“ Dále uvedly, že při návštěvě divadla jim náramky blikaly do tmy, a že na sebe upozornily hodně lidí, což bylo pro obě lehce nepříjemné. Poslední věc, kterou obě shodně popsaly, byla, že náramky nevydržely příliš dlouho a velmi rychle se vybily.

Experiment celkově hodnotily kladně s tím, že cvičení bylo jednoduché a nenáročné a že jim senzory až na pár drobností zmíněných výše nečinily žádné obtíže a nijak je neomezovaly.

Dále bych nejprve zhodnotila vhodnost vybraných pacientek po cévní mozkové příhodě. Paní K. se ukázala bohužel jako nevyhovující pacientka pro objektivní hodnocení pomocí akcelerometrů. V průběhu druhého měření zřejmě došlo k pádu pacientky a následkem toho k poškození náramků. Náramky se nepodařilo připojit a data získat. Paní K. bych pro příští studii považovala za nevhodnou kandidátku. Paní K. vždy chodila v doprovodu svého muže, který ji podpíral, protože sama se bála. Při prvním

vyšetření nám uvedla, že nepadá. Vycházely jsme tedy z toho, že jí náramky můžeme bez problémů zapůjčit. V průběhu terapie si moje kolegyně H. Dubová všimla, že paní byla potlučená a měla modřiny. Manžel to odůvodňoval tak, že uklouzla na náledí a on ji nestačil zachytit. Myslely jsme, že se jednalo o ojedinělý případ, ale vypadá to, že padala častěji. Paní CH. bych označila jako vyhovující kandidátku pro můj výzkum.

Paní K. a paní CH. jsem též poprosila o slovní zhodnocení nošení senzorů. Paní se shodly na tom, že je nošení náramků nijak neomezovalo, a obdobně jako zdravé probandky mi potvrdily, že jim senzory spíše připadaly jako elektronický dohlížeč, který kontroluje, zda cvičí. Obě se však shodly, že jim to nevadilo, naopak, paní K. uvedla: „No, jsem vlastně ráda, že je mám vždycky, když se na ně podívám, tak si vzpomenu, že mám cvičit. Bez nich bych asi párkrát určitě zapomněla.“ Jediné, co hodnotily jako negativní, bylo, že nejsou voděodolné a že blikají. Pochopení a provádění cviků, obě hodnotily bezproblémově.

Jako shrnutí bych uvedla, že náramky jsou dobrým motivačním prostředkem, což potvrdily všechny moje probandky, ale potýkají se ještě s některými nedostatky, které by bylo potřeba vyřešit. Jedná se především o to, aby byly více odolné vůči nárazu či pádu (slouží přeci i k detekci pádu), aby byly vodě odolné a například aby se blikající diody umístily na náramky zespoda. Za velkou nevýhodu také považuji fakt, že je velmi těžké a pracné vyhodnotit naměřená data z náramků. Na zpracování dat se podílela řada odborníků z oboru IT, ale také ergoterapeuti. Jako poslední nedostatek bych uvedla skutečnost, že poté co došlo k technické závadě na náramcích, nepodařilo se mi získat výsledky z druhého měření. K celkovému ovlivnění výsledků nedošlo díky tomu, že jsem použila další standardizované hodnocení.

Jebson-Taylorův test pro hodnocení jemné a hrubé motoriky jsem si vybrala proto, abych mohla porovnat výsledky z náramků s nějakým standardizovaným hodnocením. Výzkumu s Jebson- Taylorovým testem se účastnily již pouze pacientky po cévní mozkové příhodě. Jebson-Taylor test jsem již nenechala pacientky subjektivně hodnotit, ale zhodnotila jsem ho pouze já. Tento test, který vznikl v Americe a byl převzat i k nám do České republiky má řadu značných výhod, ale i nevýhod. Mezi výhody patří to, že test je opravdu velmi dobře sestaven a je to skvělý prostředek k zhodnocení

motoriky. Mezi nevýhody, které jsem objevila, během svého testování bych zařadila především stopování času. Test byl splněn až ve chvíli, kdy terapeut zmáčkl stopky. Pokud se celý subtest nepodařilo dokončit, tak se nijak nehodnotil, což mi přišlo jako nedostatek. Paní CH. se u testu simulovaného jedení při prvním testování nepodařilo nabrat žádnou z fazolí, při druhém a třetím testování již zvládla nabrat až dvě fazole. Já jsem to hodnotila jako veliký úspěch, ale v testu se to nedalo nijak zohlednit, vzhledem k tomu že úkol se jí nepodařilo dokončit. Mezi další nevýhody bych zařadila normy, které byly stanoveny v Americe. Myslím, že by bylo dobré se minimálně zamyslet nad tím, zda by nebylo lepší vytvořit si normy vlastní (myšleno normy pro Českou republiku). Podle Amerických norem jsem se do některých testů nevešla v limitu ani já, a to se považuji za zdravého člověka. Poslední věc, u které jsem zaznamenala nedostatek, jsou věty, které má pacient přepisovat u prvního subtestu. Věty jsou značně kostrbaté, některé z nich působí až depresivně a některé z nich působí až nelogicky. Po hlubším pátrání jsem zjistila, že se opět jedná o překlad americké verze. Možná by opět stálo za zvážení, zda by nebylo lepší vytvořit si vlastní české věty.

Svoji druhou hypotézu bych též zhodnotila jako potvrzenou. Výsledky pacientek po CMP prokázaly, že došlo ke zlepšení u obou dvou. Jelikož jde o chronické pacientky, považuji zlepšení za úspěch a myslím, že velký podíl má na tom především příznivý efekt terapie.

Test FIM jsem použila pouze jako doplňkový test. Test potvrdil, že paní CH. je naprosto soběstačná a paní K. potřebuje u některých věcí minimálně dohled, ne-li plnou pomoc. Test jako takový bych hodnotila vesměs pozitivně. Jedna z nevýhod testu byla, že nezaškolený člověk používá k vyhodnocování manuál, který je přeložen dosti neobratně a obsahuje poměrně velké složitosti, nad kterými se musí hodně zamýšlet. Dále k testu samému, přišel mi nedostačující některý popis kategorií. Například kategorie příjem jídla, tato kategorie se zabývala pouze tím, zda se pacient pouze sám nají, přinese si jídlo na tácu, ale ne zda si jídlo zvládne připravit sám. Myslím, že by bylo zajímavé takovou kategorii doplnit.

K celkovému zhodnocení mé práce bych uvedla, že se mi podařilo splnit cíle, které byly stanoveny na začátku a též také potvrdit hypotézy. Výsledky prokázaly, že se dá

hodnotit efekt terapie měřením s využitím senzorů. Porovnání výsledků z měření senzorů a Jebson – Taylorovým testem více objektivizovalo celkové hodnocení u pacientek před terapií a po terapii.

Výsledky svého měření pomocí inerciálních senzorů jsem si také porovnávala s výsledky, které získala paní doktorka Sládková ve své disertační práci (Sládková, 2012). Mé výsledky se proti výsledkům paní doktorky značně lišily a to především v záznamech celodenní aktivity pohybu zdravé a postižené končetiny. Sládková (2012) ve svých výsledcích uvádí, že měření celodenní pohybové aktivity pomocí inerciálních senzorů je u zdravé ruky kolem 23% a u postižené 8%. Já se ve svém vyhodnocení dostala na mnohem menší hodnoty např. probandka 1 : zdravá pravá ruka 10,18 % a zdravá levá ruka. 7,1 %. Domnívám se, že by to mohlo být způsobeno tím, že probandka 1 pracuje jako administrativní pracovnice. Pracuje od 7 hodin do 16 hodin a většinu času stráví u počítače. Pohyb, který při tom vykonává, je tak krátký, že ho senzory nemusely vůbec zaznamenat. Mohl by to být jeden z důvodů, proč má probandka 1 vykazovala tak malá procenta záznamu pohybu celodenní aktivity. U ostatních účastnic by se mohlo analogicky jednat o to samé. Probandka 2 je studentka a většinu času strávila na přednáškách při psaní. Pacientka 1 je důchodkyně v domácnosti a mezi její koníčky patří televize a PC. Pacientka 2 v současné době nepracuje a mezi její záliby patří četba. Je tedy možné, že žádná z mých účastnic nevykonávala během dne tolik takových pohybů, které by byly schopny náramky vyhodnotit. Tento fakt, může být důvodem, proč se mé naměřené hodnoty tolik liší od výsledků paní doktorky.

Kdyby byla možnost sledovat pacientky po delší dobu, výsledky mé práce by mohly být zajímavější a přínosnější.

V. Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo zhodnotit účinnost měření inerciálními senzory, jejich ovladatelnost, schopnost motivace a snadnost použití pro pacienty po cévní mozkové příhodě.

Zhodnocení výsledků prokázalo, že pacientka 2 dosáhla velkého pokroku v zapojování dominantní končetiny, jak bylo možno sledovat na grafu v části *výsledky*. Pacientka 1 celý výzkum bohužel nedokončila, ale i u ní bylo patrné zlepšení zapojování pravé dominantní končetiny, kterou na začátku výzkumu prakticky nepoužívala. Pacientka 1 se také zlepšila v zapojování obou končetin.

Ovladatelnost senzorů a schopnost motivovat uživatele ke cvičení všechny čtyři mé probandky hodnotily vesměs pozitivně, až na drobné nuance, které jsou popsány v části *diskuze*.

Mým druhým cílem bylo porovnat výsledky měření pomocí senzorů s dalším ze standardizovaných testů (Jebson-Taylor test). Oba testy shodně potvrdily zlepšení stavu končetin u obou pacientek. I přes velký pokrok u obou pacientek však zůstává jejich dominantní pravá končetina méně používaná a z jejich nedominantní levé končetiny se pomalu stává dominantní.

Výsledky, kterých bylo dosaženo v průběhu studie, ukazují zlepšení u obou pacientek. Vzhledem k tomu, že se jednalo pouze o dvě pacientky, nelze říci, že by výsledky byly stoprocentně objektivní. Bylo by určitě zajímavé zpracovat studii s větším počtem probandů/dek v delším časovém horizontu, ale to už by mohlo být spíše tématem diplomové práce.

VI. Seznam literatury

1. AMBLER, Z.: *Základy neurologie*. 7. vyd. Praha: Galén, 2011, 351 s. ISBN 978-807-2627-073.
2. BIEN, R.: *Pohybová cvičení – iDTV aplikace*, Praha 2010, 87 stran, diplomová práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra počítačové grafiky a interakce. Vedoucí závěrečné práce Hanzl Filip
3. CULHANE, K. M., M. O'CONNOR a G. M. LYONS. Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and Ageing* [online], November 2005, Volume 34, Issue 6, s 556-560, [cit 2013-01-05]. Dostupné z: <http://ageing.oxfordjournals.org/content/34/6/556.full>
4. DRÁBEČKOVÁ, P.: *Jebsen– Taylor– standardizované hodnocení pro jemnou a hrubou motoriku horních končetin*, Praha 2009, Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství
5. EDDIN, K.N.: *Monitoring pacientů denního stacionáře Kliniky rehabilitačního lékařství pomocí akcelerometrů. [Monitoring patients of the day - care centre of the rehabilitation medicine clinic using accelerometers]*. Praha, 2011, bakalářská práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Vedoucí bakalářské práce Janatová Markéta
6. FIKAR J.: *Rozšířené možnosti ovládání počítačových her pomocí mobilních zařízení* (bakalářská práce), Praha 2011, 49 stran, bakalářská práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra počítačů. Vedoucí práce Hapala Michal

7. GUERRA - CASANOVA J., C. SÁNCHEZ – AVILA, G. BAILADOR, A. DE SANTOS SIERRA. Authentication in mobile device through hand gesture recognition, *International Journal of Information Security* [online]. April 2012, Volume 11, Issue 2, s. 65-83 [cit. 2013-01-08].
8. HACKEL, M. E., G. A. WOLFE, S. M. BANG a J. S. CANFIELD. Changes in Hand Function in the Aging Adult as Determined by the Jebsen Test of Hand Function. *Physical Therapy* [online]. May 1992, Volume 72, Number 5, s. 373-377 [cit. 2013-01-09]. Dostupné též z <http://www.phyther.net/content/72/5/373.full.pdf+html>
9. HYDE, R. A., L.P. KETTERINGHAM, S.A. NEILD a R. J. S JONES. Estimation of Upper-Limb Orientation Based on Accelerometer and Gyroscope Measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. February 2008, Volume 55, Issue 2, s. 746 – 754 [cit. 2013-01-11].
10. KANG – MING CHANG a SHIN – HONG LIU. Wireless Portable Electrocardiogram and a Tri-Axis Accelerometer Implementation and Application on Sleep Activity Monitoring. *Telemedicine and e-Health* [online]. April 18, 2011, Volume: 17 Issue 3, s. 177-184 [cit. 2013-01-13].
11. JANURA, M.: *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka* [Učební texty]. Olomouc, 2003, Univerzita Palackého, FTK
12. KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, s. 61, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
13. LEMOYNE, R, T. MASTROIANNI, M. COZZA, C. COROIAN a W. GRUNDFEST. Implementation of an iPhone as a wireless accelerometer for quantifying gait characteristics. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) Annual International Conference of the IEEE* [online]. 2010, s. 3847 – 3851 [cit. 2013-01-13]. Dostupné též z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21097067>

14. LEMOYNE, R, T. MASTROIANNI, M. COZZA, C. COROIAN a W. GRUNDFEST. Implementation of an iPhone for characterizing Parkinson's disease tremor through a wireless accelerometer application. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE* [online]. 2010, s. 4954 – 4958 [cit. 2013-01-13]. Dostupné též z <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21096671>

15. NEIL, A., S. ENS, R. PELLETIER, T. JARUS a D. RAND. Sony Play Station Eye Toye licits higher levels of movement than the Nintendo Wii: implications for strokere habilitation. *Eur J Phys Rehabil Med.* [online]. November 2012 [cit. 2013-01-15]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23172403>

16. RADVANSKÝ, J. NEČASOVÁ, L. MATOUŠ, M.: *Využití pohybových senzorů v měření energetického výdeje pro potřeby pohybové terapie*, Med Sport Boh Slov; 6(4): 113-116, (1997)

17. SLÁDKOVÁ, Petra. *Funkční hodnocení motoriky u pacientů s poškozením mozku před zahájením a po ukončení intenzivní rehabilitace (s cílem dosažení obnovy fyziologických funkcí horní končetiny).* [Functional assessment of motor activities of patiens after brain damage before and after intensit rehabilitation intervention (with the goal to obtain restoration of upper arm physiological functions)]. Praha, 2012. strany 96, disertační práce. Univerzita Karlova v Praze, 1. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství. Školitel Švestková, Olga.

18. SCHASFOORT, F. C., J. B. J. BUSSMANN a H. J. STAM. Ambulatory measurement of upper limb usage and mobility-related activities during normal daily life with an upper limb-activity monitor: A feasibility study. *MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING* [online]. 2002, Volume 40, Number 2, s. 173-182 [cit. 2013-01-15]. Dostupné též z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2FBF02348122>

19. USWATTE, G., W. LEONG FOO, H. OLMSTEAD K. LOPEZ, A. HOLAND a L. BOX SIMMS. Ambulatory Monitoring of Arm Movement Using Accelerometry : An

Objective Measure of Upper-Extremity Rehabilitation in Persons With Chronic Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. July 2005, Volume 86, Issue 7, s.1498–1501 [cit. 2013-01-22]. Dostupné též z: [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(05\)00218-2/abstract](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(05)00218-2/abstract)

20. VAŇÁSKOVÁ, E. *Testování v neurorehabilitaci*, 6/2005, str. 311-314, *Neurologie pro praxi*

21. VAŇÁSKOVÁ, E.: *Testování v rehabilitační praxi-cévní mozkové příhody*, 2004, str. 65, Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů

22. VÉLE, F. *Kineziologie, přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: TRITON, 2006. str. 265-288 ,r. 2006, ISN 80 – 7254 – 837 - 9

23. VINKLER, M. *Snímání a rekonstrukce pohybu postavy*. Brno, 2009, s. 45. Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta informatiky. Dostupné z WWW: <http://is.muni.cz/th/208036/fi_b/bc.pdf >[cit. 2013- 2-3].

24. VOJÁČEK, A. Akcelerometry – integrované snímače od AD, 06. 02. 2005. <http://www.automatizace.hw.cz/view.php?cislocclanku =2005020601>

25. ŽUJOVÁ, E., I. VAŘEKA a E. SIGMUND. *MONITOROVÁNÍ POSTURÁLNÍ STABILITY AKCELEROMETREM TRITRAC-R3D." Nové perspektivy výzkumu a praxe v kinantropologii* [online]. Praha, 2003, Sborník příspěvků mezinárodní studentské konference, str.42, Katedra funkční antropologie a fyziologie FTK

26. internet: <http://apdm.com/products/software/mobilitylab/> [cit. 2013- 02-02]

27.internet: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Biometrie> [cit. 2013- 02-01]

28.internet:<http://www.noraxon.com/downloads/documents/sensors/3DAccelerometer.pdf> [cit. 2013- 2-3].

29. internet: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Gyroskop> [cit. 2012- 12-3].
30. internet: <http://www.princip.cz/projekty/osobni-pohybovy-senzor/podpora-rehabilitace/> [cit. 2012- 11-12].
31. internet: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/polysomnografie> [cit. 2013- 02-3]
32. internet: <http://automatizace.hw.cz/clanek/2007011401> [cit. 2013- 02-23]

VII. Seznam obrázků

Obrázek 1 – úchop štipec

Obrázek 2 – úchop pinzeta

Obrázek 3 – úchop klepeto

Obrázek 4 – celá ruka

Obrázek 5 – úchop mezi dlaní a prsty,

Obrázek 6 – úchop interdigitální

Obrázek 7 - Osy akcelerometru (http://www.josefnav.cz/Arduino_akcelerometr.html)

Obr. 8: Měřicí senzory (WMS) (<http://www.princip.cz/projekty/osobni-pohybovy-senzor/o-co-vlastne-jde/>)

Obr. 9: Akcelerometrický ovladač k herní konzoli Nintendo Wii

Obrázek 10: Cvik pití z lahve obouruč

Obrázek 11: Přetáčení nemocné ruky s dopomocí

Obrázek 12: Míchání omáčky

VIII. Seznam subtestů

Test- psaní

Test- otáčení karet

Test-zvednutí a umístění drobných předmětů do plechovky

Test - postavení do komínku 4 hrací kameny z dámy

Test - simulace jedení

Test - zvedání lehkých předmětů

Test - zvedání těžkých předmětů

IX. Seznam tabulek

Tabulka 1: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin (zdravá probandka 1)

Tabulka 2: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin (zdravá probandka 2)

Tabulka 3: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin (pacientka 1)

Tabulka 4: Výsledky měření náramků – porovnání dominantnosti horních končetin (pacientka 2)

Tabulka 5: Výsledky Jebson – Taylor testu u pacientky 1

Tabulka 6: Výsledky Jebson – Taylor testu u pacientky 2

Tabulka 7. Vyhodnocení FIM testu pacientky 2

Tabulka 8. Vyhodnocení FIM testu pacientky 1

Tabulka 9: Goniometrické vyšetření před a po terapii pacientky 2

Tabulka 10: Goniometrické vyšetření před a po terapii pacientky 1

X. Seznam grafů

Graf 1: znázornění pohybové aktivity ruky a vyloučení falešné aktivity
(<http://www.princip.cz/projekty/osobni-pohybovy-senzor/o-co-vlastne-jde/>)

Graf 2: Hodnocení dominantnosti HKK – probandka 1.

Graf 3: Hodnocení dominantnosti HKK – zdravá probandka 2

Graf 4: Porovnání dominantnosti horních končetin – pacientka 1(1. měření)

Graf 5: Porovnání dominantnosti horních končetin – pacientka 2(1. měření)

Graf 6: Porovnání dominantnosti horních končetin – pacientka 2(3. měření)